

健常者の歩行と持ち上げ動作
支援のための
電動式パワーアシストスーツの
機構と制御に関する研究

平成 26 年 3 月

和歌山大学大学院システム工学研究科

佐野 和男

**Study on Mechanism and Control of an
Electrically Actuated Power Assist Suit
for Walking and Lift-up Motion
of Non-handicapped Workers**

by

Kazuo Sano

**Graduate School of Systems Engineering
Wakayama University**

March 2014

論文の概要

近年、人手による重労働の多くは機械化が進み、大幅に軽労化されている。しかし狭小地での荷揚げや運搬作業など人力に頼る作業は数多く残っている。また少子高齢化により、健康な高齢者や力の弱い作業者が力仕事を行う機会が増え、その作業負担が問題となっている。この問題の解決策の一つとして、肉体的負担を軽減して軽労化する機器が必要とされている。このような健常者の作業を支援する機器として、人体装着型パワーアシストスーツに注目が集まっている。パワーアシストスーツは人体に装着できるウェアラブルロボットの一つで、装着することで装着者の動作をアシストし、動作の負担を軽減させることができる機器である。パワーアシストスーツの利点は、従来からのロボットの問題点である難しい状況判断や環境認識は、装着者が行うので必要としないこと、また普段の生活空間で使用できることなどが挙げられる。

本論文では、健常者の条件不利地域における歩行と持ち上げ動作支援を実現するための人体装着型パワーアシストスーツを提案し、実験によりそのアシスト機構と制御の有効性を検証している。

パワーアシストスーツに求められる小型・軽量性、安全性、装着者の快適性について、モデルとなるアシストスーツの開発を通して、理論的および実験的側面から明らかにしている。まず小型・軽量性を実現するパワーアシストスーツの新たなフレーム構造と、着脱の簡易性を確保するためのパワーアシストスーツの新たなメカ機構全体を概観する。その中で安全性への配慮をおこない、次に装着者にとって快適な制御を行うための手法について述べている。

快適なアシストを行うためには、パワーアシストスーツが装着者と同時に動き、装着者の動きをアシストしなければならない。例えば重量物を持ち上げる場合、その持ち上げタイミングが分からないと装着者の動作を妨げてしまい、快適な補助を行うことができない。よってパワーアシストスーツは装着者と同時に動作できるように、装着者の動作意図を事前に察知することが求められる。しかし察知手法として従来から用いられてきた表面筋電位信号のような生体信号は装着が煩わしい。そこで本研究では表面筋電位信号のような生体信号でなく、力学的計測信号から歩行意図を推定する新たな実用的手法を提案している。まず装着者の歩行を解析することによる歩行意図の推定法を開発し、パワーアシスト制御に反映させることにより、装着者の意図に沿ったアシストが可能となることを述べている。力学的計測信号には個人差があるため、一人一人に合った調整が必要となる。そのため装着者がアシストスーツに個人差を教示する方法を提案しており、一人での運用を可能としている。また歩行と持ち上げという2種類のアシストを、装着者の意図に合わせてシームレスに切り替える方法についても述べている。

次にパワーアシストスーツが適切なアシストを行うためには、アシストスーツの出力量が適切でなければならない。そこでパワーアシストスーツの出力を決定するための定量化が必要となる。歩行と持ち上げのそれぞれの作業で必要とされるトルクを力学的に算出し、動作推定に従ってシームレスに切り替える手法について述べている。

最後に、パワーアシストスーツの有効性について検証している。装着型パワーアシストスーツはその構造上、スーツの質量全てが装着者にかかることで装着者の相対的な体重が増加してしまい、各動作でのアシストスーツの効果が薄れてしまうのではないかと懸念がある。このためアシスト効果の検証には、複数の手法を採用している。まず関連する筋肉の筋活動を表面筋電位により計測した結果より、筋力が軽減していることを検証している。次に呼気ガス分析より算出したエネルギー消費量より、エネルギー消費が軽減していることも検証している。今回はじめてこれら両面からパワーアシストスーツが有効であることを確認している。

ABSTRACT

Recently, thanks to progress of automation technology, load of people for manual labors are drastically reduced. But there still are many kinds of labors that cannot be replaced; lifting things and carrying things in narrow places are just two examples of such labors. In addition, it becomes a social issue that lack of young workers forces elderly people and weak young people to involve in heavy physical labors. To solve this issue, equipments which reduce load for healthy young people are desired. Wearable power assist suits draw attention as one of the solutions. They are a kind of wearable robot, which alleviates the wearer's load. One of the advantages of these suits is that difficulties in environmental recognition and situation judgment, which are big challenges in robotics, are cleared by the human wearer. Usual industrial robots needs cages which separate humans from robots, but power assist suits do not need cages and operate in the same work spaces of humans.

In this thesis, the author proposes a wearable power assist suit which assists non-handicapped people when they are walking and lifting things in places of bad conditions, and validates its effectiveness of assist mechanism and control methods by experiments.

Required conditions for the power assist suit which realize size and weight reduction, easy mounting and dismounting, safety, and comfort of the wearer are revealed through theoretical considerations and experiments.

At first, the new frame structure to realize smallness and lightness and the new mechanism to secure easiness of mounting and dismounting are considered. The next topic is the control methods which give the wearer comfort.

To assist appropriately, motions of the suit must be in harmony with the wearer's motions. For example, when lifting up a heavy thing, if the timing of lifting up is not correct, motion of the suit obstructs wearer's motion and causes discomfort. Thus, power assist suits must identify the wearer's intention beforehand to act at the same time with the wearer. Biological signals, for example surface electromyogram signals, are usually used, but it is annoying to put sensors for detecting such kind of biological signals. Thus, the author proposes a new practical method which estimates the wearer's intention from mechanical signals, not from biological signals. An estimation method of wearer's intention from analysis of the wearer's way of walking is developed. By using this intention estimation in controlling the power assist suit, proper assist according to desires of wearers will be realized. Personal adjustment for each wearer by an expert must be executed because mechanical signals are different from person to person.

In this thesis, since a teaching method of personal differences to the assist suit by the wearer

is discussed, the wearer can operate the suit alone. A method for switching seamlessly according to the wearer's intention between walking assist mode and lifting up assist mode is also discussed

Secondly, outputs of the power assist suit must be appropriate so that it can generate comfortable assist. In other words, outputs must be appropriately calculated. Necessary torques for both in walking and lifting up operations are derived and switched them seamlessly according to the estimation of the wearer's intention.

Finally, the validity of the power assist suit is clarified. A wearable power assist suit has a structural defect that its wearer must bear the weight of the suit and the wearer's weight apparently increases. There is concern that this weight increase may diminish the effect of assist in each action. Therefore, the author evaluates its effectiveness from many points of view. For example, by measuring muscle activity by surface electromyogram signals, the author assures that necessary muscular power for certain activity weakens when using the power assist suit. The author also analyzes components of the breath and obtains a result that energy consumption of the wearer is reduced when using the suit. All these results show effectiveness of the proposed power assist suit.

目 次

第 1 章	緒論	1
1.1	研究の目的	1
1.2	従来の研究	5
1.3	論文構成	8
第 2 章	パワーアシストスーツ	10
2.1	パワーアシストスーツ開発の経緯と軽量化	11
2.2	パワーアシストスーツの機構	12
2.3	パワーアシストスーツの安全性	14
2.4	装着者の快適性とスーツの自由度	15
2.5	搭載機器	19
2.6	モニタシステム	23
2.7	結言	25
第 3 章	動作意図の推定	27
3.1	緒言	27
3.2	歩行推定の手法	28
3.3	持ち上げ推定の手法	40
3.4	結言	44
第 4 章	パワーアシスト出力の制御	46
4.1	緒言	46
4.2	歩行アシスト出力の計算手法	47
4.3	持ち上げアシスト出力の計算手法	66
4.4	歩行と持ち上げアシストの裁定制御	76
4.5	結言	79
第 5 章	パワーアシスト効果の検証実験	81
5.1	緒言	81
5.2	歩行アシスト効果	81
5.3	持ち上げアシスト効果	89
5.4	結言	100
第 6 章	結論	102
6.1	総括	102
6.2	今後の研究の方向性への提言	104

<u>謝辞</u>	105
<u>参考文献</u>	106
<u>本論文に関連する発表論文</u>	110

第1章

緒 論

1.1 研究の目的

近年、機械化が進み人手による重労働は、大幅に軽労化されてきている。しかし図 1.1 に示すような狭い場所での荷揚げや運搬作業、および図 1.2 に示すような整地されていない傾斜地の移動など、人手に頼る作業は数多く残っている。また少子高齢化により、健康な高齢者や力の弱い若者が機械化されていない力仕事を行う機会が増えている。このような健常者の作業を支援する機器として、人体装着型パワーアシストスーツに着目した研究がおこなわれている。

特に日本の農業現場においては後継者不足から少子高齢化が急速に進み、農林水産省のデータ⁽¹⁾によると 2011 年の農業就業人口は約 260 万人で、2007 年の約 312 万人と比べると 2 割の減少で、65 歳以上の高齢者の割合は 6 割を超えている。また 2010 年の耕作放棄地は 40 万 ha で、2005 年の 39 万 ha に比して増加している。一方カロリーベースの食料自給率は 2011 年度の 39% に対して、2020 年度の目標値は 50% と大幅な向上が期待されている。さらに TPP (Trans-Pacific Partnership 環太平洋戦略的経済連携協定) を考慮して、農業支援の必要性が高まっている。大型の農業機械が入りにくい山間部が多く国土の狭い我が国が、今まで以上の農業輸出国になるためには、従来の大型の農業機械化だけでなく、ICT (Information and Communication Technology) や IRT (Information and Robot Technology) を活用した農業支援機器の開発が望まれている。



Fig.1.1 Lifting-up motion



Fig.1.2 Walking motion
on inclined rough terrain

このためには我が国が世界に誇る最先端のロボット技術であるロボット遠隔操縦技術と人間協調共存ロボット技術を融合発展させたアシストロボット技術（従来のマスタースレーブ制御方式によるフィードバックロボット追従制御技術を発展させ、人間に追従するのではなく、人間の動作意図を推定し人間の意図通りに遅れなく、人間と協調共存しアシストするロボット技術）やコンピュータ技術（特に、組み込みマイコンシステム技術）の研究成果を集積する必要がある。集積した技術を使った条件不利地域における作業を軽減するパワーアシストスーツを開発し、新規参入者の円滑な営農や労働環境を改善することが望まれている。

パワーアシストスーツはフレーム構造、アシストする力の大きさ、制御方法の違いによって様々なタイプに分けられる。

フレーム構造の観点から見ると、一般的に図 1.3 に示すパワーアシストスーツの重量を地面に逃がすフルフレーム型と、図 1.4 に示すパワーアシストスーツの重量を装着者が支える部分フレーム型に分かれる。

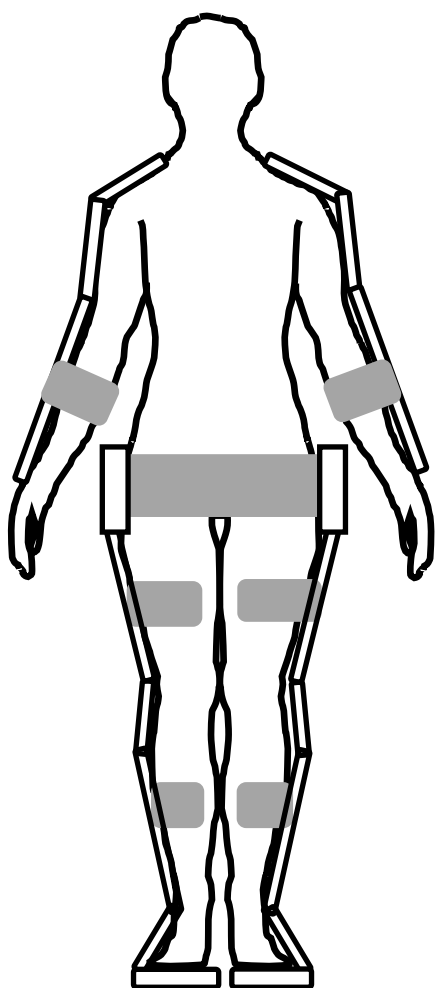


Fig.1.3 Full frame type

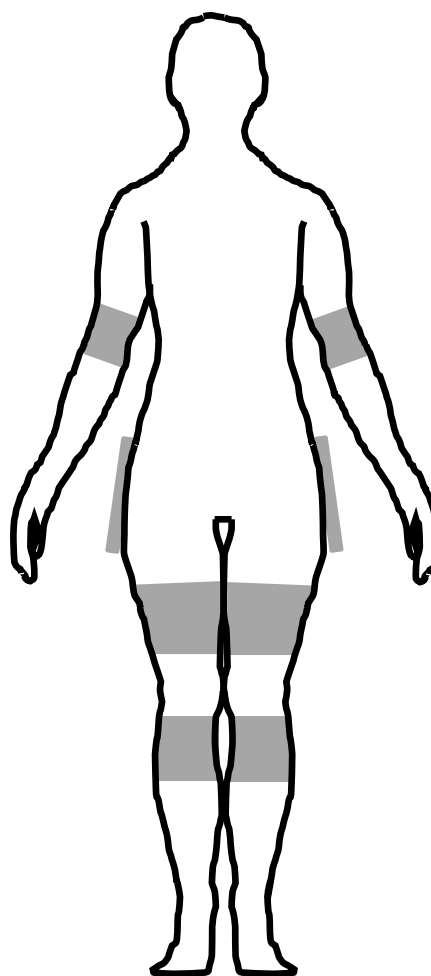


Fig.1.4 Partial frame type

フルフレーム型は装着者が装置重量を支えなくて良いためアクチュエータの数を増やして、十分なアシスト力を得られる反面、図 1.5 に示すように人体の複雑な足関節を模倣するのは困難なため、複雑な地形への適応性が要求される屋外の傾斜地や不整地の作業では転倒の危険がある。また歩行速度にも制約が生まれる。人は普段、動歩行と呼ばれる図 1.6(b)に示すような重心を前に倒すことで生まれるモーメントを利用した歩き方をしているが、装置重量の大きくなるフルフレーム型を装着した歩行では、非装着時より大きなモーメントが働き倒れやすくなるため、静歩行と呼ばれる重心位置を足裏に固定する図 1.6(a)に示すような歩き方になってしまうためである。

一方部分フレーム型は足関節を自由に動かせるため歩行時の転倒を軽減できる。反面、装着者が支えられる荷重には制限があるため、装着者の体重に対する装置重量の割合が大きくなると、アシストスーツそのものが負荷になってしまう。そのため、アシストトルクを発生するアクチュエータの数やフレームの強度には制約が出てくる。動歩行が可能な部分フレーム型を採用するためには、アシスト機能と装置重量のバランスを考慮する必要がある。

このような特徴の違いから、フルフレーム型は凹凸の無い室内を歩くりハビリ等の医療用に採用例が多く、部分フレーム型は健常者の作業支援用に使われることが多い。



Fig.1.5 Ankle joint movement

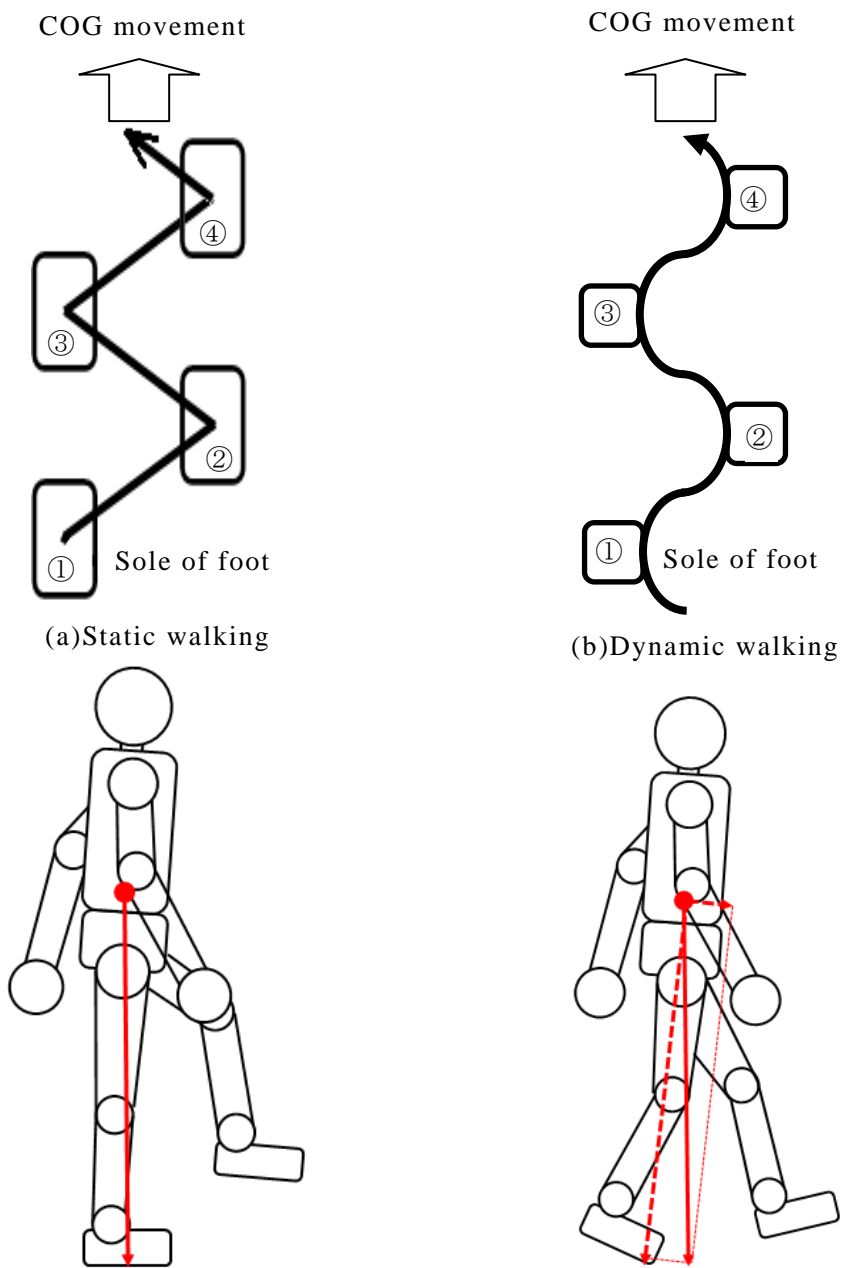


Fig.1.6 Static and dynamic walking

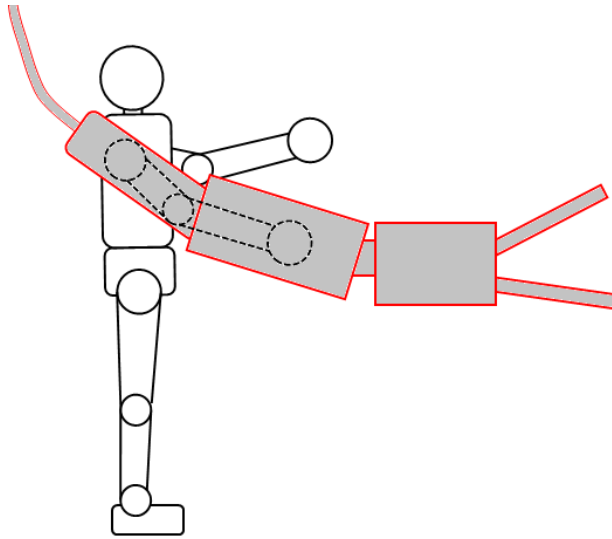


Fig.1.7 Power augmentation

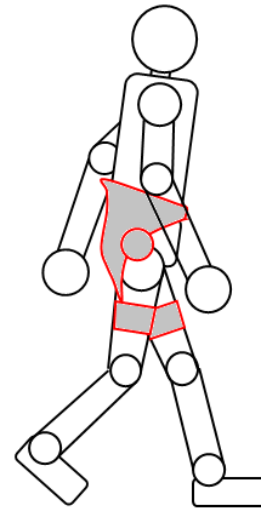


Fig.1.8 Power compensation

次に、パワーアシストスーツをアシスト力の観点からみると、図 1.7 に示す人の力を増幅するタイプと、図 1.8 に示す人の力の範囲内でアシストするタイプに分類することができる。人の力を増幅するタイプでは、パワーアシストスーツが制御できないほど力が増幅される状態になると、装着者にケガを負わせるリスクが高くなる。これに対し、人の力の範囲内でアシストするタイプでは、装着者が持っている力の最大値を上限にアシストを行えば、仮にパワーアシストスーツが操作できなくなっても、装着者が本来有している筋力により耐えることができ安全であると考えられる。

さらにパワーアシストスーツの制御面の観点からも考察する必要がある。快適なアシストを行うためには、パワーアシストスーツが装着者と同時に動き、アシストしなければならない。例えば重量物を持ち上げる場合、その持ち上げタイミングが分からないと装着者の動作を妨げてしまい、快適なアシストを行うことができない。よってパワーアシストスーツは装着者と同時に動作できるように、装着者の動作意図を事前に察知することが求められる。またパワーアシストスーツが適切なアシストを行うためには、パワーアシストスーツの出力量が適切でなければならない。そこでパワーアシストスーツの出力を決定するための定量化が必要となる。

本研究の目的は、条件不利地域に適しかつ、装着者の動作を阻害しない、安全で軽量な部分フレーム型のパワーアシストスーツの機構と制御について研究し、健常者の条件不利地域における作業の内、歩行と持ち上げ動作の支援を実現することである。具体的には上記の作業支援に適したパワーアシストスーツの機構を開発し、装着者の動作意図を事前に察知する動作意図推定の手法と、推定した動作に対して適切な出力量を適切なタイミングで出力する制御手法を新たに提案するとともに、実験によりその有効性を検証することである。

1.2 従来の研究

パワーアシストスーツは、近年では 1960 年代に米国 GE 社によって行われたフルフレームタイプの油圧式で質量が 680kg の Hardiman の研究プロジェクト⁽²⁾⁽³⁾⁽⁴⁾⁽⁵⁾はじめ、多くの大学や研究機関で研究されている。

海外ではカリフォルニア大学において、重量物運搬など軍用強化のため油圧式アクチュエータを用いた BLEEX (Berkeley Lower Extremities Exoskeleton) で高出力を実現している⁽⁶⁾。また、BLEEX の電動アクチュエータ化の研究⁽⁷⁾もおこなわれている。Lockheed Martin 社ではそれを発展させた HULC (Human Universal Load Carrier) を開発している。HULC は、装着型ロボット脚によって兵士の力を強化し、装着者は重さ約 90 キロの荷物を楽に運ぶことができる。マサチューセッツ工科大学⁽⁸⁾やノースイースタン大学⁽⁸⁾およびミシガン大学⁽⁹⁾においてもリハビリテーション用の電動下肢の研究がおこなわれている。

国内では、筑波大学の HAL (Hybrid Assistive Limb)⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾⁽¹²⁾は股と膝関節を支援するフルフレームタイプの電動式で質量が 12kg の自立歩行支援用⁽¹³⁾が開発されている。肩と肘と股および膝関節を支援する電動式で質量が 23kg の介護用⁽¹⁴⁾も開発されている。HAL は、医療福祉分野におけるリハビリテーション支援や、身体機能に障害を抱える人々の自律動作支援、介護支援、工場等での重作業支援、災害現場でのレスキュー活動など、幅広い分野での活躍が期待されている⁽¹⁵⁾⁽¹⁶⁾。

このように人のパワーを増幅するタイプのパワーアシストスーツでは、装置重量の大きいフルフレーム型が採用されている。しかし制御できなくなると装着者に大きな負担となるため、安全性が問題となる。そのため高齢者や力の弱い若者には向いていない。

動作意図を推定し、出力量を適切に制御する手法についてもさまざまな提案がある。HAL では関節角度を検出するための角度センサ、重心位置を検出するための床反力センサ、筋肉を動かそうとするときに発生する微弱な生体電位信号を皮膚表面で読み取るための筋電位センサが用いられ、制御に役立てている。また表面筋電位信号をトリガ信号にしてアシスト動作を行う方式を開発し、アシストスーツ実用化の先駆けとなった。トリガ後の制御には Phase Sequence を用い、一連の動作を複数の基本動作 (Phase) に分割しデータベースに記録し、分割した Phase を入力信号をもとに再合成し一連の動作を実現している。そのため動作のつなぎ目で不連続になるといった問題がある。また筋電位は安定した計測が難しく、激しい運動や汗をかくことによって位置ずれなどを起こし計測が困難になるといった問題がある。下肢部は、筋肉の付き方が複雑であるため筋電位の測定位置を見つけにくいことや、一群の筋肉が関わる動作の種類が複数あるため正確な推定には多点計測が要求されることなどから、筋電位を用いた動作推定は難しいことがわかっている。また生体信号を使うことによる調整の困難さが問題となり、一人で使

用できず専任のトレーナーが必要となっている。リハビリテーション支援としては適切であっても、一人での条件不利地域における作業支援用としては適切ではない。

作業支援用としては、東京理科大学の小林研究室で研究されているマッスルスーツがあり⁽¹⁷⁾、角度検出センサにより装着者の動きを察知して動作を補助する仕組みになっている。腰補助用マッスルスーツ⁽¹⁸⁾⁽¹⁹⁾ではコンプレッサからエアタンクと電磁弁を介して、各部に配置した空気圧アクチュエータ（人工ゴム筋肉⁽²⁰⁾）に空気圧を供給して、アシスト力を発生する。アシスト指令入力には呼気センサを利用しており、これにより電磁弁を ON/OFF 制御することで空気圧アクチュエータの収縮と弛緩を行い、アシスト力を調整する。空気圧供給方式によってスーツの重量は軽量化できる反面、外部にコンプレッサが必要であり、エアチューブで接続されるため自由な移動を妨げることになる。また動作意図への追従を優先させて空気圧を上げると高速に応答するものの、人の力の範囲を超えるため装着者への安全性は落ちることになる。安全性と応答速度の間に二律背反の関係がある。

神奈川工科大学のパワーアシストスーツでは、ひずみゲージを用いた筋肉の硬さを検出するセンサを開発し、アシスト出力の決定に役立てている。筋肉の硬さを電圧信号に変換し、その信号に応じてエア式アクチュエータの出力を調整している⁽²¹⁾。アシスト中も筋肉は働く必要があるため、人の力の範囲内のアシストとなっている。この手法もエア式のため作業の応答速度には限界が生じる。また装置の全重量を地面に逃がすフルフレーム型を採用しているため、重心を外骨格の支えられる範囲内に置く必要があり、動作速度は制限される。

北海道大学のスマートスーツは、外部動力を必要としない受動型である⁽²²⁾。ユーザーの姿勢変化に伴う弾性材の張力の変化を利用して負担軽減を行う。肩と脚部にかけて後背部に配置した弾性材を腰まわりで固定し、固定した身体表面の変化に伴う弾性材の伸びを利用して背筋を補助する。簡単にいえば、胸と大腿部のパッドと腰まわりのベルトで固定する構造になっており、腰にかかる負荷が胸と脚、腰まわりを締め付ける力に分散されるように弾性材を配置している。筋骨格モデルにもとづいて弾性材の配置および設計を行っている。発生した補助力が腰まわりにも作用することで体幹の安定効果も得られ、アシストとコルセットの両方の効果がある。これまでに介護作業向けのほか、農作業支援や調教騎手向けのモデルを試作している。しかし弾性変形の戻り力を利用するため、変形方向にはアシストできない。また変化が小さいと十分なアシスト効果が得られない。

パナソニック社の社内ベンチャ企業であるアクティブリンク社のパワーローダーライトは、電動式で装着者をマスターとしロボットをスレーブとして、マスターとスレーブ間を力センサを用いてフィードバック制御する従来からのマスタースレーブ制御方式の研究を進めている⁽²³⁾。

また高知工科大学では、障害者や高齢者のリハビリテーション等のために、関節に加

わる力を測定するのに安価な圧力センサ付きのサンダルを開発している⁽²⁴⁾。

立命館大学発のベンチャー・マンマシンシナジェフェクタズが開発を進めるパワーペダルは、両脚のパワーを7倍に増幅することができる装置である⁽²⁵⁾。スキーのように靴を金具にはめてサドルに腰掛け、そっと立ち上がるだけで歩行ができる。パワーペダルから人に流入するパワーを適切に制限することにより、ロボットからの力学的な作用により人に危害が及ぶことを防ぐ仮想パワーリミッタシステムの搭載により、安定した力ベース制御を可能にしている。人が乗って操縦するロボットとも言える。

ホンダ技研工業の自立歩行支援用リズム歩行アシスト⁽²⁶⁾では、歩行時の股関節角度センサの情報をもとに制御コンピュータがモータを駆動することで、左右の足の振りだしと蹴りだしのタイミングの対称性を改善するとともに、歩幅の拡大を促し、より楽な歩行を可能としている。小型化と総重量を2.6kg以下に軽量化することで、高齢者でも装着時の負担を気にすることなく使うことができているが、作業支援の機能は備わっていない。

クボタの農業用パワーアシストスーツは、腕の高さを固定する農作業に特化している。簡単な腕の動きで角度の固定と解除ができるものの、腕は足以上に自由度を要求するため使い方は限定的になっている。

東京農工大学工学部機械システム工学科、遠山研究室では、超音波モータの構造が単純で小型、高トルクであること、高応答性で自己保持特性を持つことなどを利用した、作業者に装着することによって負担を軽減させるアシストスーツを提案している⁽²⁷⁾。左右の肩・肘・腰・膝の関節に取り付けられたモータが、装着者の動作をアシストする。これらのモータによって、農作業で必要とされる20kg以上の物を持ち上げることができるようになる。モータの制御は、モータや各部位にあるセンサが動作を読み取ることで行っている。また動作を予めプログラミングしておき、単調な動作を繰り返し行うことができる。この場合、音声指示によってプログラムされた動作を実行する。そしてバッテリーと制御用のマイコンを背面腰部に搭載することにより自立が可能になっている。なお、バッテリーは1回の充電で約8時間連続稼動が可能である。ただしフルフレーム型のため農作業用として狭い作業エリアを自由には移動できず、装着者の負担となる。

以上のようにさまざまな従来研究はあるが、本研究の目的である健常者の条件不利地域における歩行と持ち上げ作業支援を同時に実現するための、アシスト機構と制御に関する研究は見当たらない。特に健常者の作業支援として、装着者の動作を阻害しない軽量な部分フレーム型を有し、装着者の動作意図を阻害しない動作意図推定手法を用いて、人の力を増幅しない本質的に安全なトルク出力をし、装着者が必要とする適切なトルク量を適切なタイミングで出力できる研究は無く、新しく提案しなければならない。

1.3 本論文の構成

本論文の構成は以下のとおりである．

第1章 緒論

本章では研究背景について述べ、従来行われてきた研究成果を概観する．本研究の特性について明らかにするとともに、目的および目指す目標を述べる．

第2章 パワーアシストスーツの概要

開発した部分フレーム型パワーアシストスーツの機構と搭載機器について概観し、軽量性、安全性、装着者の快適性について述べる．また制御に必要な搭載機器（ハードウェア・ソフトウェア）について説明を行うとともに、これらの搭載機器から適切な出力がおこなわれたことを確認するためのモニタシステムについても述べる．

第3章 動作意図の推定

快適なアシスト制御に必要な、作業支援に適した動作意図推定の手法と、推定した動作に対して適切な出力量を、適切なタイミングで出力する手法の内、本章では作業支援に適した新たな動作意図推定の手法について述べる．

第4章 パワーアシスト出力の制御

本章では第3章で推定した動作に対して適切な出力量を適切なタイミングで出力する手法について述べる．歩行と持ち上げアシスト制御で必要とされる出力トルクの計算方法を定式化するとともに、出力タイミングの考え方を明らかにする．特に歩行の遊脚期制御と持ち上げ制御では下肢のアシスト方向が逆となるため、排他制御が必要となる．この排他制御の手法についても述べる．

第5章 パワーアシスト効果の検証実験

本章では第2章から第4章でおこなった提案の有効性について検証をおこなう．歩行と重量物持ち上げ動作を行い、装着者の筋活動、エネルギー消費量、METs、心拍数がどの程度減少しているかを実験により検証し、本アシストスーツが装着者の動作を阻害しない、作業支援に適したパワーアシストスーツであることを確認する．

第6章 結論

本研究で得られた知見をまとめ、今後の研究の方向性を提言する．

第2章

パワーアシストスーツ

ここでは前章の目的に沿って開発した健常者の条件不利地域における歩行と持ち上げ動作支援を実現するためのパワーアシストスーツについて述べる。健常者の作業支援として用いられるパワーアシストスーツに必要な条件は、装着者の足関節の動作を阻害しない軽量な部分フレーム型を有すること、装着者の動作意図を推定する手法を用いて、人の力を増幅しない本質的に安全なトルク出力をおこなうこと、装着者が必要とする適切なトルク量を適切なタイミングで出力できることである。本アシストスーツでも狭い作業エリアを自由に移動する装着者の動作を阻害しない、部分フレーム型を採用している。特に本アシストスーツは傾斜地などでの歩行や重量物の持ち上げ作業をアシストする歩行と持ち上げを目的として開発しているが、それ以外の作業で装着者の負担とならないよう、非アシスト時の自由度を確保するための機構に重点を置いている。

本章ではまずこれまで開発してきたパワーアシストスーツの経緯について触れ、アシスト対象をさまざまな作業の基本である歩行と持ち上げ動作をおこなう股関節のみに限定するに至った経緯について述べる。次いで人体装着型パワーアシストスーツに求める軽量性、安全性、装着者の快適性について、開発したパワーアシストスーツの全体を概観する。また装着者の動作意図を推定し、装着者が必要とする適切なトルク量を適切なタイミングで出力するための制御に必要な搭載機器（ハードウェア・ソフトウェア）についても説明をおこなう。さらに、これらの搭載機器から適切な出力がおこなわれたことを確認するためのモニタシステムについて述べる。

2.1 パワーアシストスーツ開発の経緯と軽量化

まず、これまで本研究で開発されてきたパワーアシストスーツについて述べる。本研究のパワーアシストスーツは図 2.1 に示す 2009 年に開発したフルフレームで全身をアシストするタイプ 1 に始まる。全身をアシストするためのエア式アクチュエータを装備しているため総重量が約 40kg あり、外部の制御装置と有線で接続し、外部のエアコンプレッサともエアチューブで接続するため自由な歩行は困難であった。2010 年にタイプ 2 となり、空圧機器を小型化したため 26kg まで軽量化できた。また単独での制御を可能とするため組み込みコンピュータを実装した。しかしこの重量ではフルフレーム型が必要であったため、装着者の自由な動作への制約となっていた。またタイプ 1 と同じように外部にコンプレッサの設置が必要であった。これと並行して開発していた電動モータ

を使用したものがタイプ3である。全身アシストから肩と股関節に的を絞ったことと、部分フレーム型に移行したことにより、装着者の自由度の確保が進んだ。またエア式に比べてアクチュエータの応答速度が速くなるとともに、14kgまで軽量化が進んだ。2011年のタイプ4では分散処理していた組込みコンピュータを上肢・下肢に集約するとともに、軽量化を進めたことで9.5kgまで軽量化できた。上下肢に分散していたアシスト力を、下肢の股関節と腰椎アシストに集約したものがタイプ5である。機構は簡素化されたものの、モータのパワーアップとフレームの強化をおこなったため9.6kgとなった。

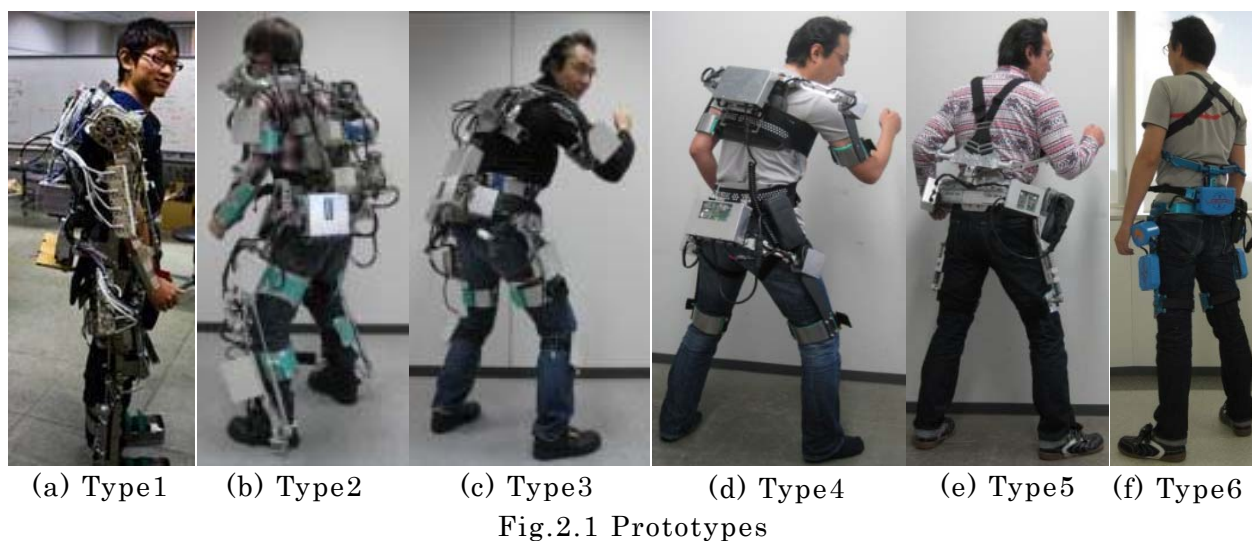


Table.2.1 Specifications of the power assist suit

Type	Wearable robot(Electric powered)
Mass	7.4kg
Electric motor	AC servo motor with gear reduction ratio as 1/100 , output speed 60rpm , rated output power 80w and encorder
Continuous operationg time	Approximately 2 hours (Battery Drive Charged battery DC22.2V)
Assisting motion	Walking and lifting-up motion
Operating environment	Indoor and outdoor

タイプ 1 のように人体の四肢がおこなう全ての動作に対してアシストを想定すると、装置の質量増加や制御が複雑になるなどの問題が生じ、有効なアシスト効果の獲得が困難となる。そこでタイプ 5 以降は、アシスト対象をさまざまな作業の基本である歩行と持ち上げ動作をおこなう股関節のみに限定した。軽量なパワーアシストスーツの開発が可能となり、2012 年のタイプ 6 では表 2.1 の諸元に示すように 7.4kg まで軽量化された。

本アシストスーツは図 2.2 に示すような 30kg の米袋や 20kg のみかんや玉葱のコンテナなど、重量物の持ち上げ作業や傾斜地などでの歩行をアシストする持ち上げ歩行用である。支援対象の絞り込みと一連の軽量化により、常時装着しても装着者の負担とならない作業支援用パワーアシストスーツの開発が可能となった。

2.2 パワーアシストスーツの機構

本項では、本アシストスーツの機構についてその概要を詳しく説明する。その概略図を図 2.3 に示す。

まず、本研究で用いたモータの種類について述べる。本研究ではアシストスーツの持ち上げ歩行に注目し、股関節アシストのためのアクチュエータとして AC サーボモータを左右股関節に配置する。パワーアシスト用電動モータは、腰関節の左右両サイドに左右軸回りに回転するように取り付ける。

次にパワーアシスト用電動モータ周りの構造について述べる。パワーアシスト用電動モータ 1 の回転軸側は、フレーム 2、フレーム 3、腰フレーム 4 および背面フレーム 5 で構成されたメインフレームに取り付ける。またフレーム 2 とフレーム 3 は、股関節の前後軸回りの回転の自由度に対応するための受動回転軸 6 を介して取り付ける。腰フレーム 3 および背面フレーム 5 にはそれぞれ左右方向の調整穴を設けており、この調整穴による調整機構で、メインフレームの全幅を装着者の体型に合わせることが可能となる。ベルト 18 は、背面フレーム 5 に取り付けたベルトホルダ 16 と腰フレーム 3 に取り付けたベルトホルダ 17 を介して取り付ける。ここで、ベルトホルダ 16 とベルトホルダ 17 は上下方向の取り付け高さが異

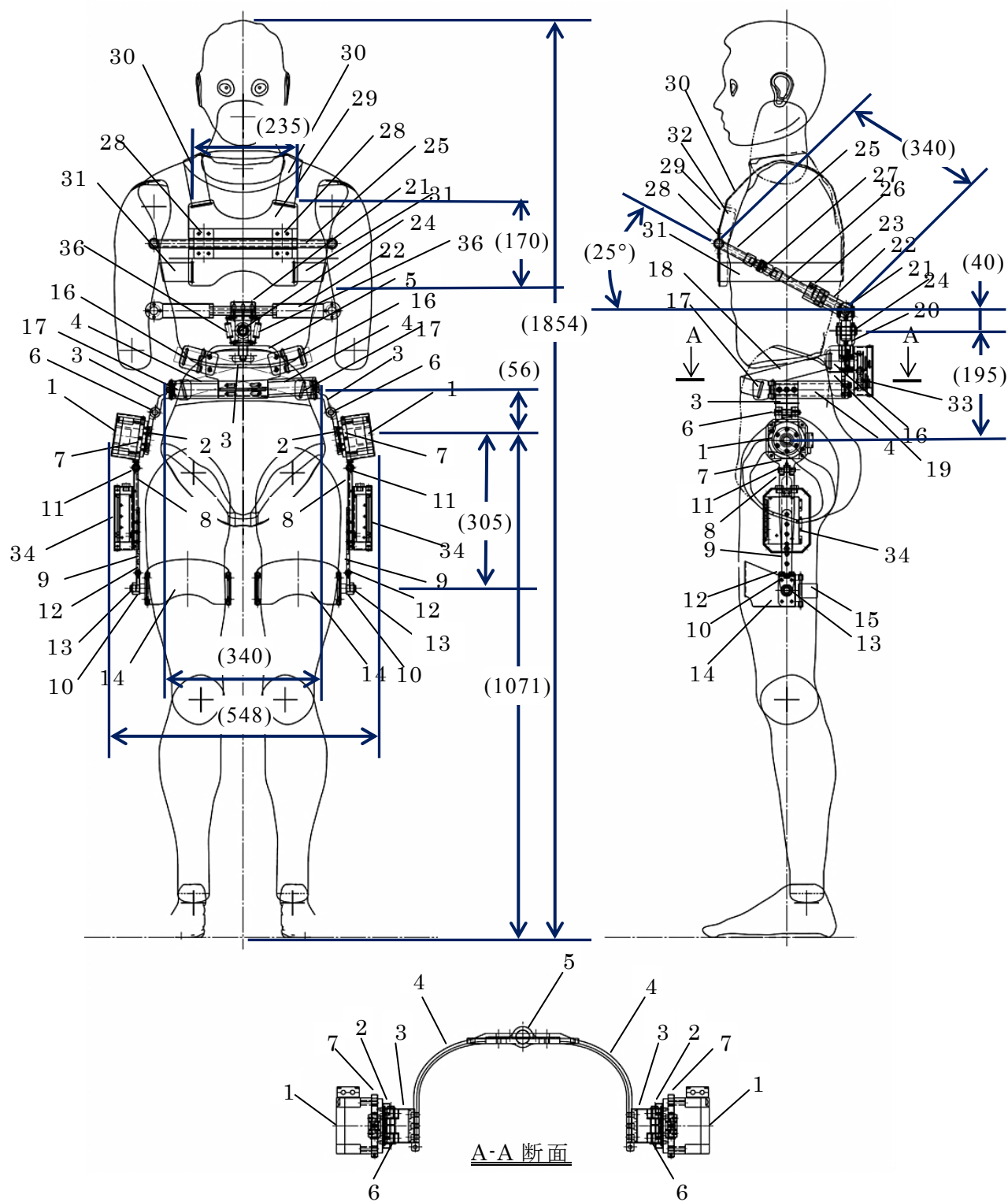


Fig.2.3 Overview of the power assist suit

なっており、そのためベルト 18 は X 状となり、ベルト 18 のみで装着者の腰部と腹部の両方をメインフレームに固定することが可能となる。このとき装着者の腰部が直接背面フレーム 5 に触れないようにするために、背面フレーム 5 にはクッション 19 を取り付ける。

さらにパワーアシスト用電動モータ 1 の固定端側には、フレーム 7、フレーム 8、フレーム 9 およびフレーム 10 で構成された下肢アシストアームを取り付ける。フレーム 7 とフレーム 8 は股関節の前後軸回りの回転の自由度を高めることを目的とし、受動回転軸 11 を介して取り付ける。またフレーム 9 とフレーム 10 も同様に、股関節の前後軸回りの回転の自由度に対応するための受動回転軸 12 を介して取り付ける。フレーム 8 とフレーム 9 にはそれぞれ上下方向の調整穴を設けており、この調整穴による調整機構で、下肢アシストアームの全長を装着者の体型に合わせることが可能である。またフレーム 8 にはパワーアシスト用電動モータを駆動するためのモータドライバ 34 を取り付けている。フレーム 10 には半円状の受け面 14 を、左右軸回りの回転の自由度に対応するための受動回転軸 13 を介して取り付けている。この受動回転軸 13 によって受け面 14 が回転動作をすることにより、装着者の大腿部の動作に対して適切な受け面 14 の角度を与える。この受け面 14 には装着者の大腿部を固定するために、ベルト 15 を取り付ける。

最後に、上半身を支える上体アシストユニット周りの構造について述べる。上半身を支えるために、背面フレーム 3 には上下軸回りの回転の自由度に対応するための受動回転軸 35 を介して、フレーム 20、フレーム 21、フレーム 22 およびフレーム 23 で構成される上体アシストユニットを取り付ける。このとき、フレーム 20 とフレーム 21 は前後軸回りの回転の自由度に対応するための受動回転軸 24 を介して取り付ける。

2.3 パワーアシストスーツの安全性

前章で述べたように、人体装着型パワーアシストスーツの形態は、フルフレーム型と部分フレーム型に大別される。一般的にフルフレーム型は人体の複雑な足関節を模倣するのは困難なため、複雑な地形への適応性が要求される屋外の傾斜地や不整地の作業では転倒の危険がある。そこで本研究では装着者の自由を阻害しないことで装着者の安全を確保することを目的とし、狭い作業エリアを自由に移動し装着者の動作を阻害しない、条件不利地域に適した軽量な部分フレーム型を採用している。

また本スーツのフレームは、フレーム材料として加工の容易性と軽量化の両面から超々ジュラルミンを採用している。A7075 の超々ジュラルミンは、航空機の構造材にも使用されており、アルミニウム合金中で最も引っ張り強度が高く 560[MPa]である。一般構造用圧延鋼材（SS400）より強いいため、装着者を支えるフレームの強度維持と軽量化の両方を実現している。また、金属フレームが人と接する部分には、図 2.4 に示すように保護用にクッション材を付加する。

股関節のパワーアシスト用 AC サーボモータは、機械設備のリスクアセスメントマニ

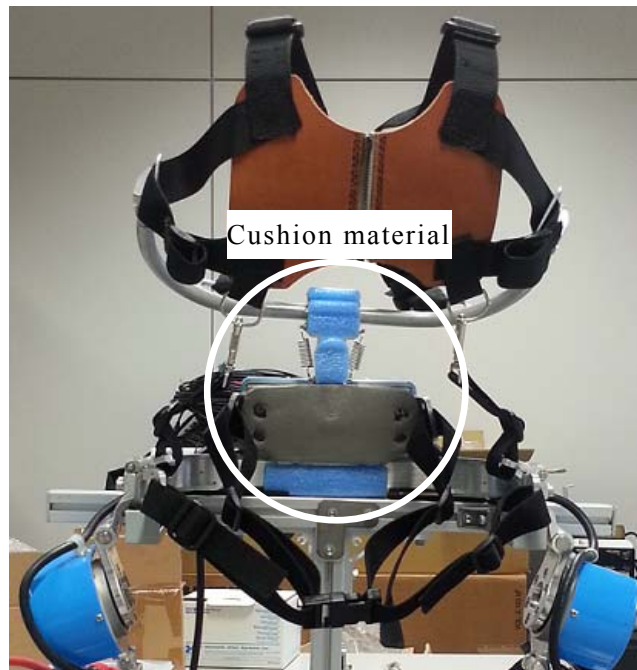


Fig.2.4 Soft material

ユアルー本質安全設計基準（例）⁽²⁸⁾を参考に定格出力 80[W]のものを採用している．装着者が本来持っている力以内のトルク出力とすることで，本質的に安全な機構となっている．本モータには減速機が実装されているが，実装される減速機は装着者によるバックドライブが可能な機構となっており，装着者の外力による危険回避は可能である．

2.4 装着者の快適性とスーツの自由度

装着者の快適性は，2つの状態に分類できる．アシスト時の快適性と非アシスト時の快適性である．本スーツは健常者の条件不利地域における歩行と持ち上げ動作のアシストを目的とするため，歩行と持ち上げ動作以外の動作では非アシストとなる．しゃがみ込みや椅子に座る動作，車を運転する動作など様々な非アシストの動作がある．非アシストでの動作が装着者の負担となると，非アシスト作業に対してアシストスーツの着脱が必要となる．装着者の作業を停止させることで装着者への負担が増加し，快適性が失われることとなる．

そこで，パワーアシストスーツを設計するに当たっては，可能な限り装着者の自由度を奪わない事が望ましい．そのため本スーツには上体3自由度，下体左右各5自由度の計13自由度を持たせている．本パワーアシストスーツの自由度を図2.5に示す．また図2.6から図2.12を使ってその詳細を述べる．上体アシストアーム部は装着者の上体回旋運動を妨げないように，図2.7と図2.8に示す軸2と軸3による2自由度を有する．また図2.6に示す軸1の自由度は，上体前傾姿勢により胸当てが前傾姿勢を妨げないため

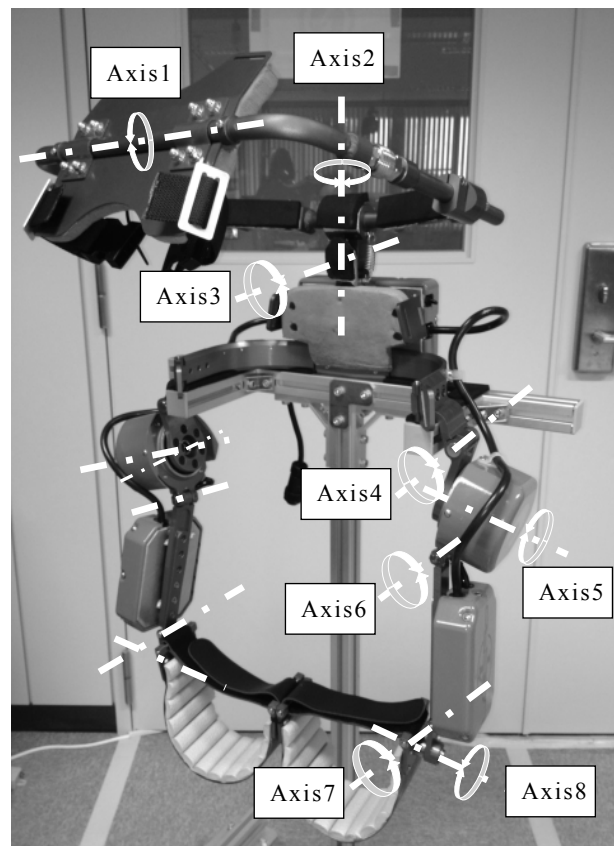


Fig.2.5 DOF of the power assist suit

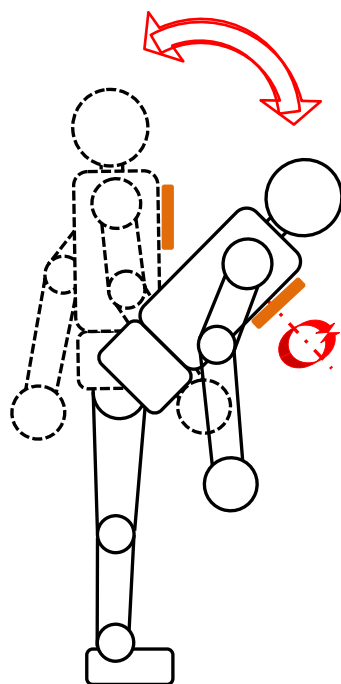


Fig.2.6 Axis1

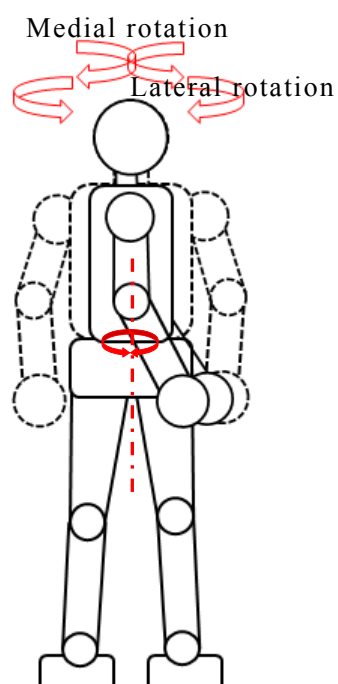


Fig.2.7 Axis2

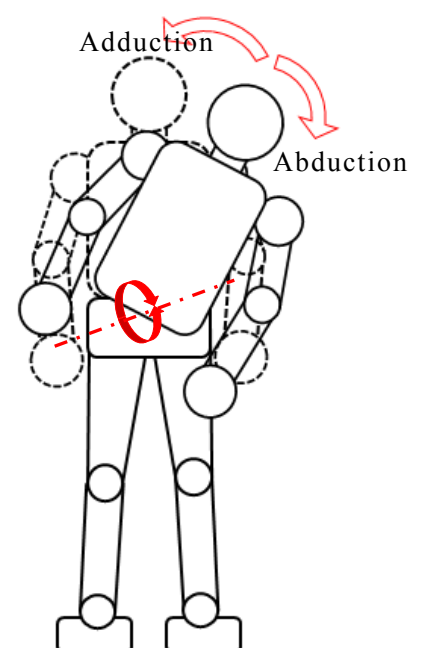


Fig.2.8 Axis3

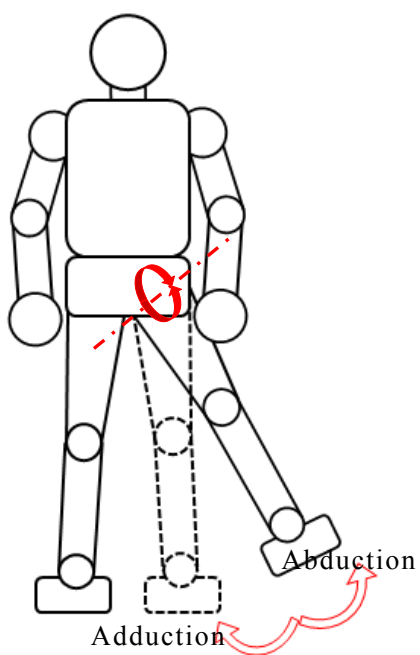


Fig.2.9 Axis4

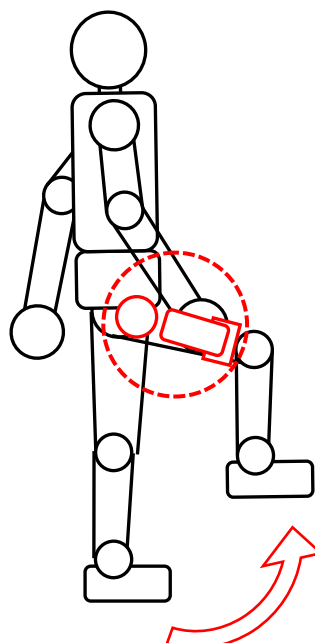


Fig.2.10 Axis5

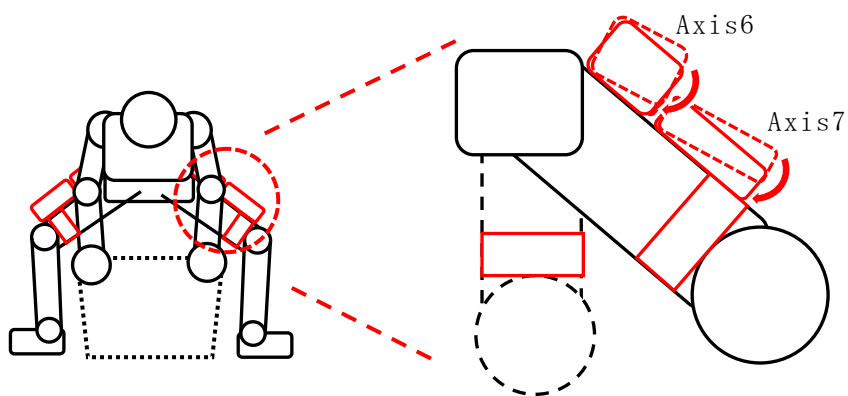


Fig.2.11 Axis6 and Axis7

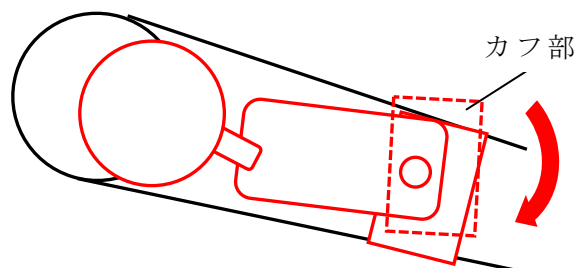


Fig.2.12 Axis8

の自由度である．図 2.10 に示す下体アシストユニット部の軸 5 にはサーボモータが接続されており，装着者の抗重力方向のアシストを行う．図 2.9 に示す軸 4 の自由度は装着者の開脚運動，図 2.11 に示す軸 6，軸 7 の自由度は装着者がしゃがみ込みの姿勢を取りやすくするための自由度である．軸 6，軸 7 を使ってしゃがみ込み時の大腿部の形状変化に対応している．また図 2.12 に示す軸 8 の自由度は，装着者の動作中に大腿部とアシストスーツのカフ部の密着度が低下しないための自由度である．モータ中心は股関節中心からずれているため，運動中は，股関節中心からカフ部までの位置は変化する．そのためカフ部を固定すると，衣服との摩擦が運動を阻害する．軸 8 を回転することで，衣服との引っかかりを抑制している．運動中は大腿部の筋肉が伸縮し大腿部の太さが増えるため，筋肉の形状変化にカフ部が追従する必要がある．軸 6，軸 7，軸 8 は可能な限り装着者の自由度を奪わないための回転軸である．

パワーアシストスーツにこれら上体 3 自由度，下体左右各 5 自由度の計 13 自由度を持たせたことにより，非アシスト時も含めた装着者の自由度を確保することで，装着者の快適性を確保するとともに，外力等からの危険回避を可能とする．

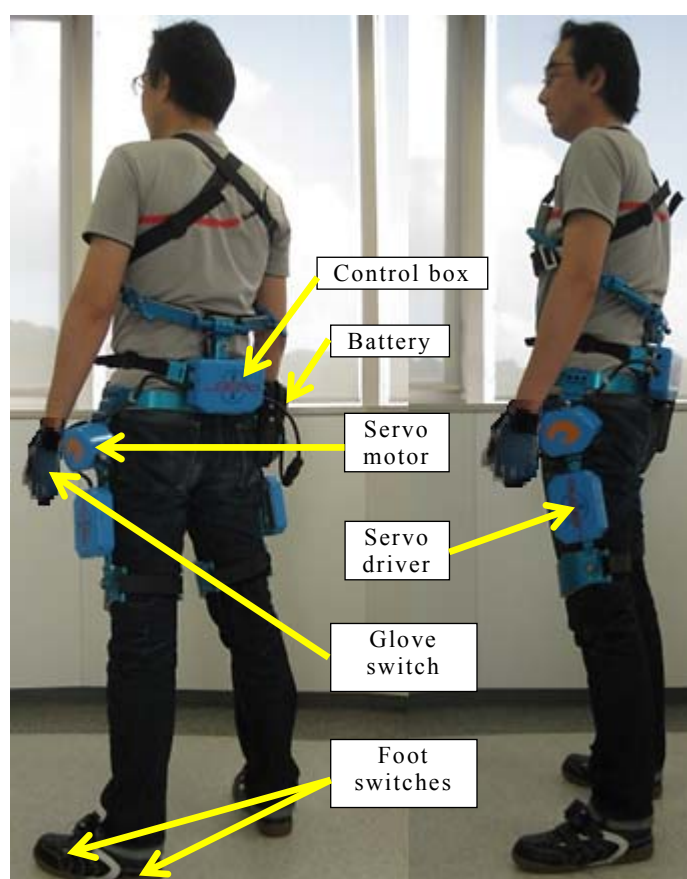


Fig.2.13 Overview of the wearable assist suit



Fig.2.14 Hyperion LiPo battery

2.5 搭載機器

スーツの外観を図 2.13 に示す．本パワーアシストスーツは，コントロールボックス，駆動用バッテリー，AC サーボシステム（モータ＋ドライバ），グローブスイッチ，フットスイッチの 5 つの構成要素から成り立つ．コントロールボックスには，制御用コンピュータ，制御用電源回路，通信インタフェース回路を実装する．制御用コンピュータは装着者の力学的計測情報を通信インタフェースを通して取得し，必要なアシストトルクを計算したのち，トルク指令として通信インタフェースへ送出する．これにはルネサス株式会社製 SH 71253 のマイコンを採用している．マイコンの制御周期を 20mS とすることでリアルタイム性を確保するとともに，滑らかな制御を可能とする．

本パワーアシストスーツには，駆動用バッテリーとして，表 2.4 に示すハイペリオン株式会社製リチウムポリマー電池 LG335-3300-6S を採用する．図 2.14 に，ハイペリオン株式会社製 HP-LG335-3300-6S バッテリーを示す．

Table 2.4 Specifications of hyperion G3 LiPo battery

Nominal voltage [V]	22.2
Rated capacity [mAh]	3300
Length [mm]	1136.3
Width [mm]	43.3
Height [mm]	42.7
Weight [g]	524

AC サーボシステム（モータ＋ドライバ）は、股関節アシストのために図 2.15, 図 2.16, 図 2.17 に示すハーモニックドライブシステムズ株式会社製の AC サーボモータ FHA-14C-100-E200-CE とドライバ HA-680-4-24 を採用する．特徴は，同出力の DC モータに比べて，薄型，コンパクトで，精密なトルクを出力できることである．また，図 2.15 は同モータの製品写真であり，図 2.16 に実装時の様子を，図 2.17 にエンコーダの実装位置を示している．表 2.3 は製品の諸元表である．

回転速度とギア比は股関節の歩行アシストに十分な 60rpm, 1/100 とする．回転速度を歩行速度に最適化することで十分な出力トルクを確保するとともに，装着者が本来持つ力以内のトルク出力とすることで，装着者のバックドライブによる危険回避を可能とする．

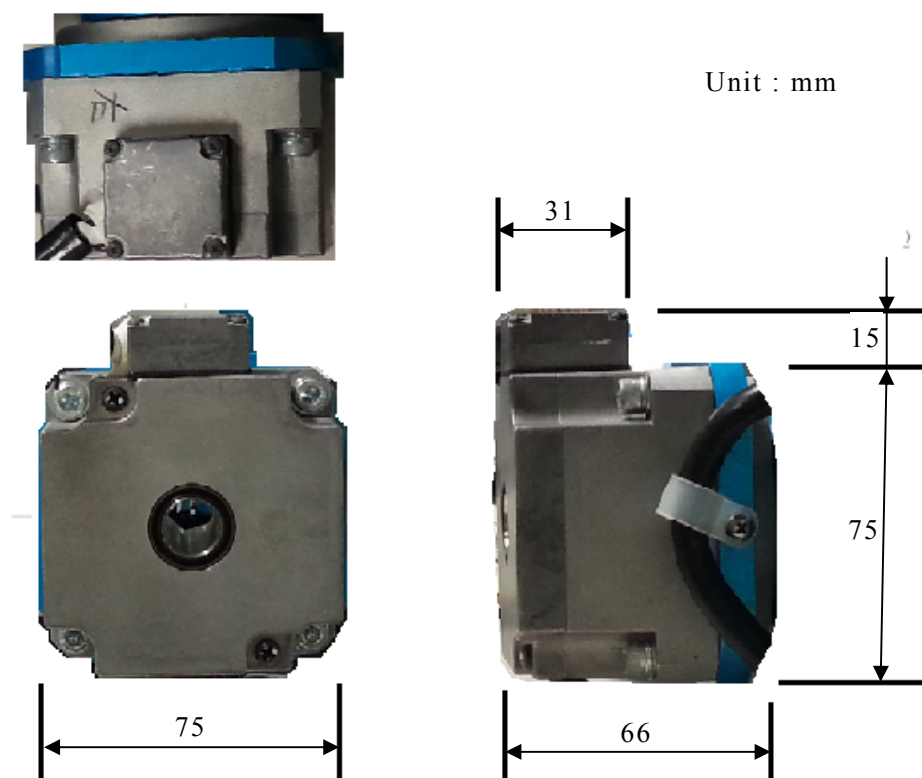


Fig.2.15 External picture of FHA-14C

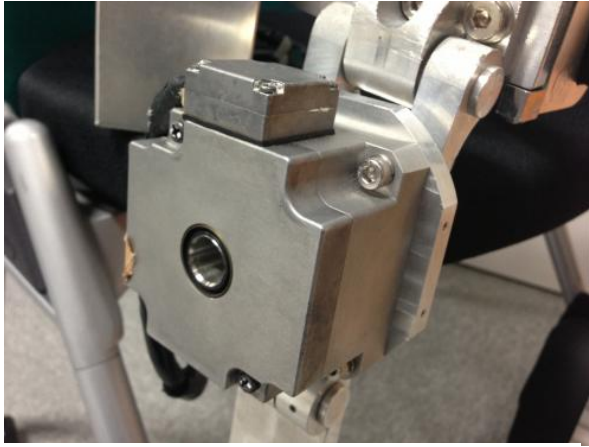


Fig.2.16 AC servo motor for hip joint assist

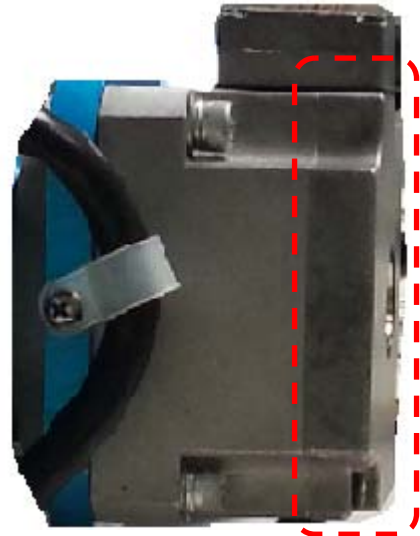


Fig.2.17 Encoder of AC servo motor

Table2.3 Specifications for FHA-14C

Item/Actuator model			FHA-14C		
Reduction ratio		—	30	50	100
Max. momentary torque		N·m	9	18	28
Max. rotational speed		r/min	200	120	60
Torque constant	100V·200V	N·m/A	4.2	7.2	15
	24V	N·m/A	0.8	1.4	2.9
Inertia moment ($GD^2/4$)		kg·m ²	0.018 (0.019)	0.05 (0.054)	0.2 (0.215)
Permissible moment load		N·m	75		
Moment stiffness		N·m/rad	8×10^4		
Uni-directional		Sec.	120	90	90
Detector resolution		p/rev	240,000 (3,932,160)	400,000 (6,553,600)	800,000 (13,107,200)
Mass		kg	1.2 (1.3)		



Fig.2.18 Glove switch



Fig.2.19 Detail structure of shoes with foot switches

グローブスイッチは図 2.18 に示す手袋内にテープスイッチジャパン株式会社製のタッチパッド付テープスイッチ[NO-1]を組み込む。パワーアシストスーツに対し手袋側の操作情報をコントロールボックスに送るが、このとき配線が作業の妨げとならないように、無線通信を使用する。

フットスイッチは図 2.19 に示す靴の靴底の爪先部分および踵部分に、予め定める値(2～3kgf)以上の荷重が爪先部および踵部に作用すると床反力を検出するスイッチを内蔵する。スイッチにはグローブスイッチと同じテープスイッチジャパン株式会社製のタッチパッド付テープスイッチを、踵部には[NO-1]を爪先部には[NO-1R]を採用する。フットスイッチによって得られる足底の接離情報は、グローブスイッチと同じ無線通信システムによりコントロールボックスに送る。

Table2.2 Specifications of switch

Life time	3,000,000 cycles (DC28V 0.5A)	Dielectric resistance	AC1000V for 2min.
Input voltage	AC/DC28V max.	Operating temperature range	-10℃ - 60℃
Input current	1.0A max.	Load-bearing characteristics	200kgf(φ 100mm 1min.)
Insulation resistance	100MΩ min. (DC500V)	Waterproofing property	A dust-proof/drip-proof structure

スイッチ本体に関する仕様を表 2.2 に示す。

2.6 モニタシステム

パワーアシストスーツは装着者と同時に動作できるように、装着者の動作意図を事前に察知することが求められる。またパワーアシストスーツが適切なアシストを行うためには、アシスト力の出力タイミングと出力量が適切でなければならない。搭載機器はこの目的のために搭載するが、ここではこれらの搭載機器から適切なタイミングで適切な出力がおこなわれたことを確認するためのモニタシステムについて述べる。モニタシステムによって装着者の力学的計測情報とコントローラの制御情報を記録し、記録したデータを解析することで、適正な出力がおこなわれていることを確認する。

モニタシステムは図 2.20 に示すように、コントローラボックスに実装された制御用コンピュータの Bluetooth 通信を使ってスマートフォンに接続することで始まる。送出されたデータはスマートフォンを使って記録する。モニタシステムは、Android-OS を採用する端末を対象としたアプリケーションであるため、スマートフォンの機種への依存性は低くなっている。アシストスーツは 40mS 毎に Bluetooth 通信を使ってスマートフォンと通信しており、その時点のアシストスーツの状態をスマートフォンに記録する。「左右股関節の角度と角加速度」「左右股関節のアシストトルク」「フットスイッチとグローブスイッチの状態」「制御途中の計算値」がモニタ対象となる。



Walking data acquisition



Parameter calculation
and transmission



Fig.2.20 Smart phone monitor

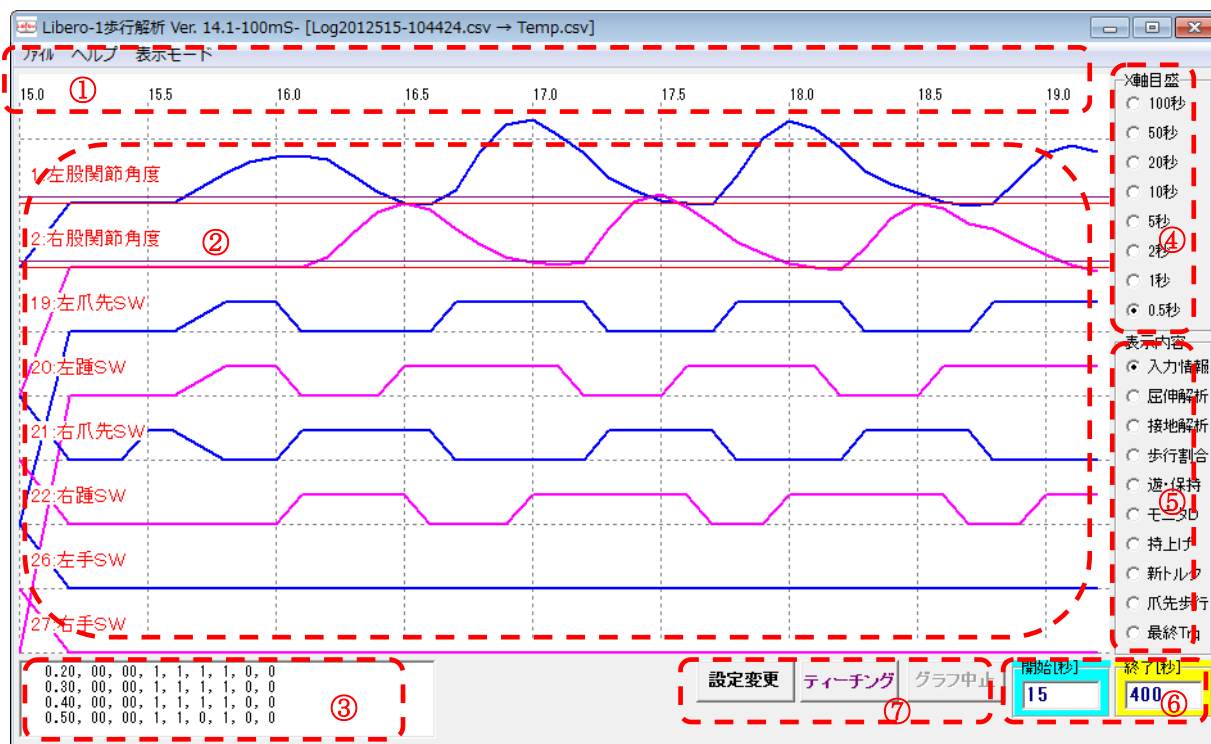


Fig.2.21 Data analysis

スマートフォンに記録したデータはパーソナルコンピュータを使って解析する．またパワーアシストスーツを装着者一人一人に合わせるための調整もスマートフォンを利用する．

解析はスマートフォンに記録された制御情報を，図 2.21 に示す解析プログラムを使っておこなう．アシスト出力の検証や動作推定の検証に使う．

以下に、解析プログラムの表示①から⑦について説明する．

①時間[秒]を表示する．

②選択したデータを表示するエリアである．

③描画された部分のデータをテキストで表示する．

④X 軸(時間軸)の 1 目盛を設定する．

⑤表示したいデータを選択する．

「左右股関節の角度と角加速度」「左右股関節のアシストトルク」「フットスイッチとグローブスイッチの状態」「制御途中の計算値」である．

⑥読込んだデータファイルの内、指定された時刻部分（開始秒から終了秒まで）を表示する．ただし、データ量が多い場合は、開始秒から画面表示端までの時間幅で表示する．

⑦各種操作ボタン．

「グラフ中止」・・・最後までデータを描画しないで、途中で描画を中止する．

「ティーチング」・・・読込んだデータから、装着者に固有のパラメータを計算する．

「設定変更」・・・トルク出力のシミュレーション機能を使って、パラメータを変更した時の出力状態を確認する．

2.7 結言

本研究は、健常者の条件不利地域における歩行と持ち上げ動作支援を実現するために、狭い作業エリアを自由に移動し、装着者の動作を阻害しない、条件不利地域に適した軽量な部分フレーム型のパワーアシストスーツの開発を目的としている．本章では人体装着型パワーアシストスーツに求める軽量性，安全性，装着者の快適性について，開発したパワーアシストスーツの全体を概観した．

軽量性については、これまで本研究で開発されたパワーアシストスーツの経緯について触れ、アシスト対象をさまざまな作業の基本である歩行と持ち上げ動作をおこなう股関節のみに限定することで、軽量なパワーアシストスーツが可能となっている．フレーム材料に超々ジュラルミンを採用し、必要な剛性を維持しながら軽量化をはかっている．

安全性については、ギア比を最適化することで十分な出力トルクを得る一方、装着者によるバックドライブを可能とし装着者の外力による危険回避を可能としている．また装着者が本来持つ力以内のトルク出力とすることで、本質的に安全な機構としている．

快適性については、本体機構に上体 3 自由度，下体左右各 5 自由度の計 13 自由度の回転軸を持たせていることで、非アシスト時にも可能な限り装着者の自由度を奪わない設計とし、非アシスト時の快適性を確保している．グローブスイッチとフットスイッチを無線通信としていることも、装着者が感じる装着の手間や違和感の削減につながる．

制御面では本アシストスーツの搭載機器について述べた．高速処理が可能な CPU を実

装していることで、動作推定から出力トルク量の計算、トルク出力タイミングの決定までを 20mS で実行し、滑らかな制御が可能となっている。

次章から本研究の目的である健常者の条件不利地域における歩行と持ち上げ動作支援を実現するために必要な、「装着者の動作を阻害しない動作意図を推定する手法」「装着者が必要とする適切なトルク量を適切なタイミングで出力する手法」について述べる。

第3章

動作意図の推定

3.1 緒言

本研究の目的は、健常者の条件不利地域における歩行と持ち上げ動作支援を実現するために、条件不利地域に適した装着者の動作を阻害しない、軽量な部分フレーム型のパワーアシストスーツの機構とその制御である。パワーアシストスーツが快適なアシストを行うためには、装着者が動くと同時にスーツがアシストしなければ装着者の負担となる。装着者の動作を推定し、推定した動作に対して適切な出力量を、適切なタイミングで出力することが必要となる。

従来の研究において健常者を対象とした作業支援用アシストスーツでは、スイッチ操作⁽³⁰⁾や音声⁽³¹⁾により出力量と出力タイミングを指示する方式が多い。しかしスイッチ操作や音声による指示方式は作業と並行して使うのは面倒であり、装着者が記憶できる指示パターンも限られるためあらゆる動作には対応できない。また装着者が出力量や出力タイミングをスイッチ等で直接操作できないことが多い障害者や高齢者のリハビリテーション用には、表面筋電位信号等の生体信号を使って装着者の意図を推定して制御を行う手法⁽²⁹⁾が用いられている。しかしこの方法は、装着時の計測部位のズレや発汗等により測定精度が低下するという問題がある⁽³²⁾。また定期的な調整が必要とされ、表面筋電位センサの装着数が少ない場合に、人間の意図と支援デバイスの動きとの間に差異が生じる可能性があることも指摘されている⁽³³⁾。これらの問題より、スイッチ操作や筋電位センサは労働現場の使用を前提としたパワーアシストスーツで用いる動作推定のデバイスとしては、現時点で不適であると考えられる。

歩行状態の推定に関してはニューラルネットワークと加速度センサを用いた手法⁽³⁴⁾⁽³⁵⁾⁽³⁶⁾も盛んに研究されているが、学習信号に対しては高い識別率を示すものの、装着者の特徴的動作のばらつきへの対応が課題となっている。

そこで本論文では、労働現場での適切な作業支援を実現するため、新たに力学的計測信号から動作意図を推定する手法を提案する。この信号は、爪先と踵のフットスイッチと股関節に実装されたACサーボモータのエンコーダより得られる股関節角度の信号である。これらの信号より一定時間装着者の運動を解析することによって動作意図を推定し、パワーアシスト制御に反映させることにより、装着者の意図に沿ったアシストを可能とする。

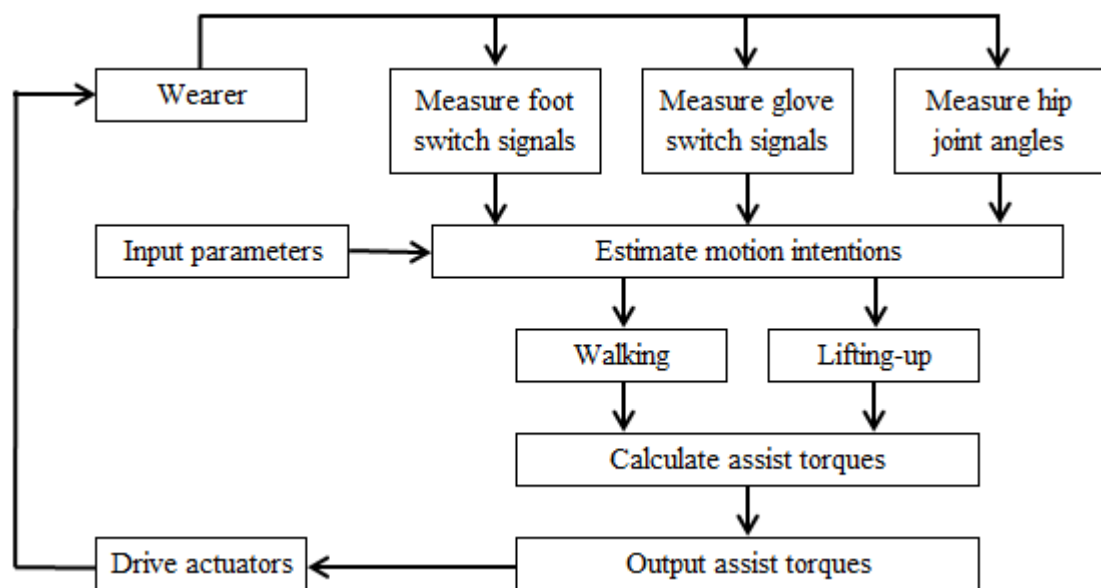


Fig.3.1 Power assist control method

この手法を使ったパワーアシストスーツの制御方法の概略を図 3.1 に示す。装着者の動作情報から、靴底の爪先部と踵部に配置したフットスイッチを使って、床と足底の接離情報を検出する。また AC サーボモータのエンコーダにて、装着者の股関節角度を計測する。プログラムを起動させたときの姿勢を原点として、まず股関節角度とフットスイッチ信号から装着者の動作意図を推定する。次いで動作状態に合わせて歩行と持ち上げ制御に必要なアシストトルクを計算する。最後に歩行か持ち上げ動作かを判断して推定に見合ったトルクを出力する。

本研究では不整地や傾斜地での適切な作業支援を実現するため、力学的計測信号から動作意図を推定し AC サーボモータを制御する新たな手法を提案する。推定を構成する要素として「歩行推定の手法」と「持ち上げ推定の手法」を用いており、制御を構成する要素として「歩行アシスト出力の計算手法」と「持ち上げアシスト出力の計算手法」を用いる。まず本章では推定手法について述べる。推定に必要な装着者の動作情報をパラメータ化する手法についても述べ、推定結果を実験により検証する。

3.2 歩行推定の手法

人は図 3.2 に示すように、単脚支持期（右脚支持期・左脚遊脚期）⇔両脚支持期⇔単脚支持期（左脚支持期・右脚遊脚期）⇔両脚支持期の周期⁽³⁷⁾を繰り返しながら歩行を行っている。歩行動作を推定するためには、左右単脚支持期と両脚支持期を正確に判断する必要がある。例え左右単脚支持期と両足支持期の判断ができたとしても、単脚支持期のみを見ただけでは装着者が一步を踏み出したただけなのか、歩行状態の途中であるのか

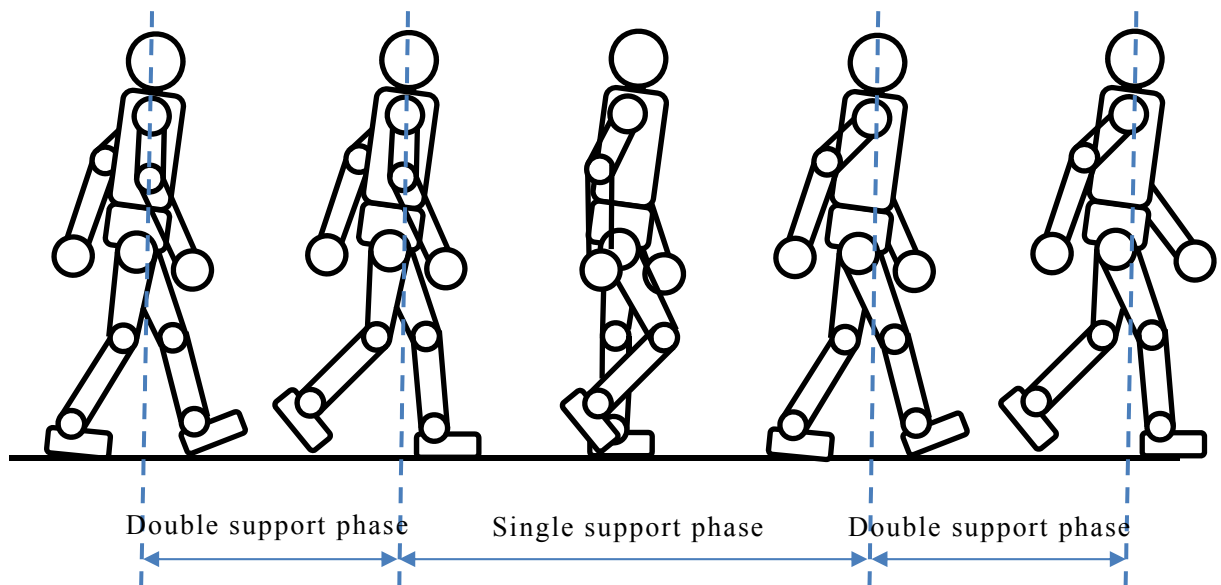


Fig.3.2 Stance phase of walking motion

の判断はつかない．しかし，直前の両脚支持期の状態からの連続した動作なのかどうかを考えると，入力情報が足の着地のみであっても歩行状態であることの推定が可能となる．これは，「足が交互に着地する」という歩行状態の推移から「歩いている」と判断できるからである．合わせて「足が交互に屈曲する」という歩行状態の推移からも「歩いている」と判断できる．本論文では左右の脚の接離情報と左右股関節の屈伸情報を組み合わせ，一定時間装着者の動作を分析する手法を使って，装着者の歩行意図を推定する．

ここで使われる情報は，靴底に実装されたフットスイッチから得られる足底の接離情報と，股関節をアシストする AC サーボモータに実装されたエンコーダより得られる股関節角度情報といった力学的計測信号である．以下に歩行推定手法の詳細について述べる．

3.2.1 歩行意図の推定について

人の歩行周期⁽³⁷⁾を考える場合，前述からわかるように両脚支持期のみを見ただけでは歩いているという判断には至らない．止まって足を広げているとも受け取れる．この状態から次の動作を推定するためには，足の各筋肉にどのような力がかかっているか，体の持つ運動エネルギーはいくらかなど，表面筋電位センサをはじめとする計測用のセンサを追加装着して現状を分析するのが一般的である．しかし一方で前後の単脚期の状態が分かると，入力情報が足の着地のみであっても「この人は歩行中である」と動作の推定が可能となる．これは，「足が交互に着地する」「足が交互に屈曲する」など歩行周期のリズムから人は「歩いている」と判断できるからである．本アシストスーツでも，靴底に実装されたフットスイッチ（左右の踵と爪先の合計 4 個所）と，股関節を駆動する AC

サーボモータに実装されたエンコーダより，人の動きを一定時間観察する手法を使って装着者の歩行意図を推定する．

実際にパワーアシストスーツを着用して得られた歩行動作情報を図 3.3 に示す．靴底に実装されたフットスイッチより床との接離情報を，股関節を駆動するモータに実装されたエンコーダより股関節角度を得ている．以下にフットスイッチを使った歩行リズムの抽出方法と，エンコーダを使った歩行リズムの抽出方法について述べ，続いてそれらを使った歩行推定の手法について述べる．

3.2.2 フットスイッチ信号からの推定

まず足底の接離情報から歩行推定を考える．図 3.3 において左爪先の状態を F_{LT} ，左踵

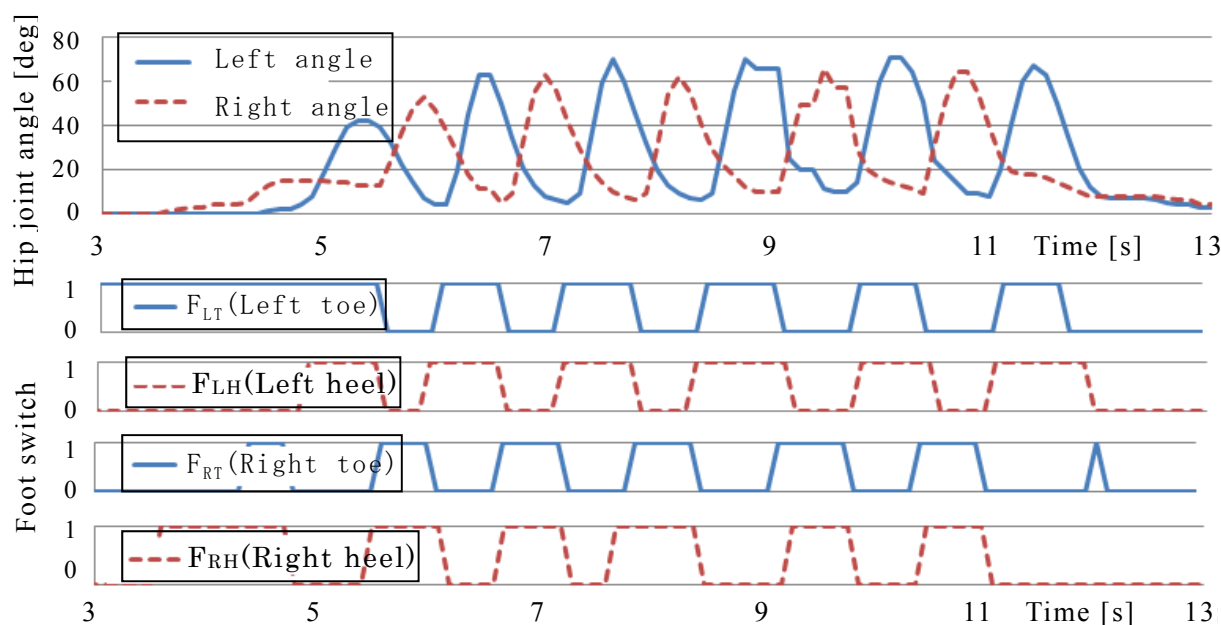


Fig.3.3 Measured hip joint angles and foot switches during walking

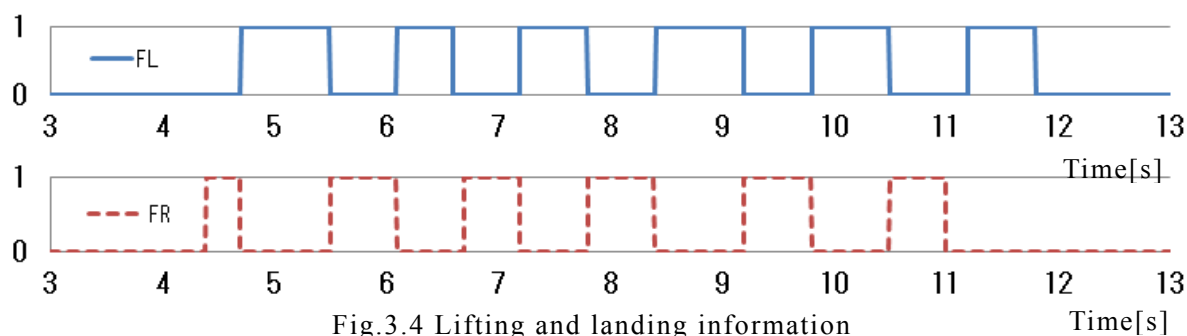


Fig.3.4 Lifting and landing information

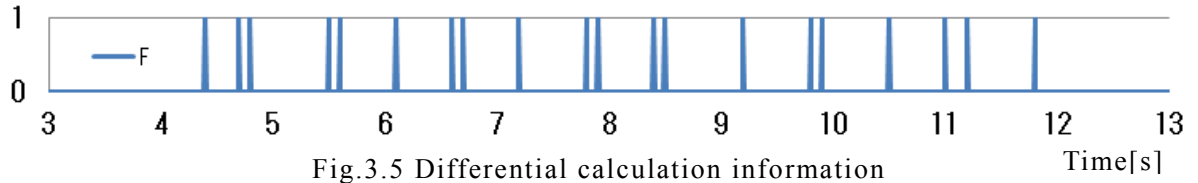


Fig.3.5 Differential calculation information

の状態を F_{LH} , 右爪先の状態を F_{RT} , 右踵の状態を F_{RH} とする. 足が浮いた状態 (離) を論理(1)と表し, 着地した状態 (接) を論理(0)とする.

このとき左足の接離状態 F_L は,

$$F_L = F_{LT} \text{ and } F_{LH} \quad (3.1)$$

右足の接離状態 F_R は,

$$F_R = F_{RT} \text{ and } F_{RH} \quad (3.2)$$

と定義できる. 図 3.4 に図 3.3 から求めた接離情報を示す.

次に左右の接離状態 F_L , F_R の変化点を求め, 合成した両脚の変化点状態 F は,

$$F = |dF_L/dt| \text{ or } |dF_R/dt| \quad (3.3)$$

を定義できる. 式(3.3)の F は, 足の接離状態が変化 (離→接または, 接→離) したときのみ論理(1)となる. 図 3.5 に図 3.4 から求めた変化点情報 (微分情報) を示す.

これよりこの変化点での両足の接離状態 P_F (左足 右足) は,

$$P_F = (F_L * F \quad F_R * F) \quad (3.4)$$

で表すことができる. 歩行周期は両足底の (離→接→離) あるいは (接→離→接) の繰り返しであるので⁽³⁸⁾, 両足底の接離状態変化を 3 回分確認すると歩行リズムの有無を推測することができる.

直近の変化点での両足底接離の状態を $(F_L0 * F0 \quad F_R0 * F0)$, 一つ前の変化点での両足底接離の状態を $(F_L1 * F1 \quad F_R1 * F1)$, 二つ前の変化点での両足底接離の状態を $(F_L2 * F2 \quad F_R2 * F2)$ とすると, 3 回分の両足底接離パターン P_{F3} は, 式(3.5)で定義できる.

$$P_{F3} = [(F_L2 * F2 \quad F_R2 * F2)(F_L1 * F1 \quad F_R1 * F1)(F_L0 * F0 \quad F_R0 * F0)] \quad (3.5)$$

上記 P_{F3} を図 3.4 の接離変化点に適用すると,

$$[(0 \ 0)(1 \ 0)(0 \ 0)], [(1 \ 0)(0 \ 0)(0 \ 1)], [(0 \ 0)(0 \ 1)(0 \ 0)], [(0 \ 1)(0 \ 0)(1 \ 0)]$$

の着地パターンが得られる. 歩行速度が速くなると両脚支持期間が「0 秒」に近付くため, 「接」と「離」が同時に発生する次のパターンも「足が交互に接地する」リズムとなる.

[(0 0)(1 0)(0 1)], [(1 0)(0 1)(0 0)], [(0 0)(0 1)(1 0)], [(0 1)(1 0)(0 0)], [(0 1)(1 0)(0 1)], [(1 0)(0 1)(1 0)]

反対に「片足のみの運動」や「支持脚無し」は次のパターンで表せる．この場合「足が交互に着地する」リズムを刻んでいない（非歩行）と推定できる．

[(1 0)(0 0)(1 0)], [(0 1)(0 0)(0 1)], [*111*]（ただし，*は don't care）

以上のようにフットスイッチから得られる足底の接離情報を使って，歩行の推定が可能なが分かる．

3.2.3 股関節角度からの推定

歩行は足底の接離情報以外に股関節の屈伸情報からも推定可能である．ここでは股関節の屈伸情報について考える．図 3.3 における左右股関節の角度を θ_L , θ_R とすると，それぞれの角速度 ω_L , ω_R は，

$$\omega_L = d\theta_L/dt \quad (3.6)$$

$$\omega_R = d\theta_R/dt \quad (3.7)$$

となる．図 3.6 に図 3.3 から求めた角速度情報を示す．

今，角速度 ω_L , ω_R が閾値 ω_A 以上の場合を屈曲運動中とし，閾値 ω_B 以下の場合を伸展運動中と規定すると，左右股関節の屈伸状態 M_L , M_R は，

$$M_L = \begin{cases} 1 & \text{if } \omega_L > \omega_A \\ -1 & \text{if } \omega_L < \omega_B \\ 0 & \text{else} \end{cases} \quad (3.8)$$

$$M_R = \begin{cases} 1 & \text{if } \omega_R > \omega_A \\ -1 & \text{if } \omega_R < \omega_B \\ 0 & \text{else} \end{cases} \quad (3.9)$$

と 3 値化できる．ただし ω_A , ω_B は装着者によって決まるパラメータである．図 3.7 に図 3.6 から求めた 3 値化情報を示す．

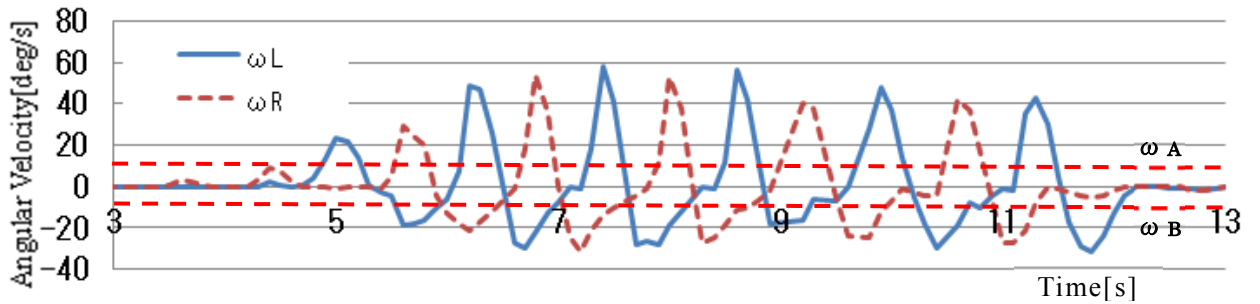


Fig.3.6 Angular Velocity

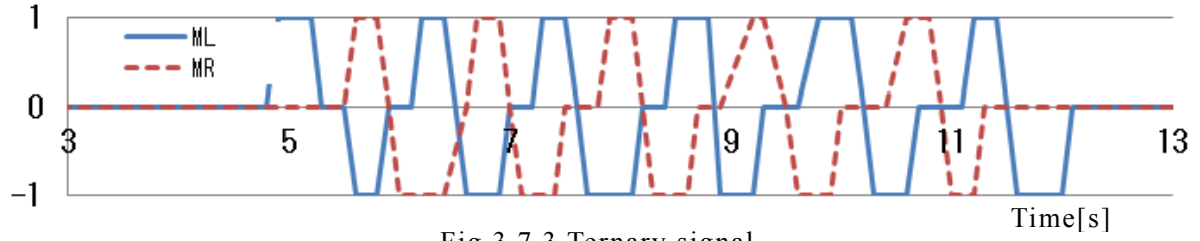


Fig.3.7 3 Ternary signal

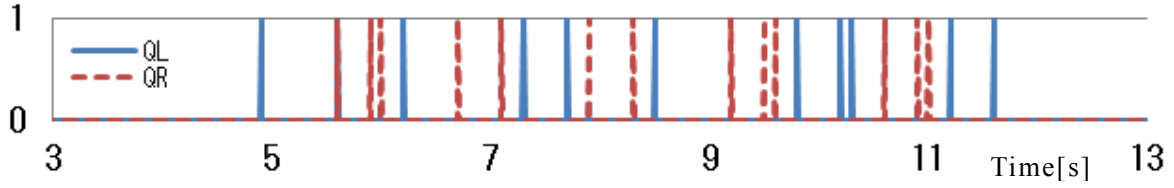


Fig.3.8 Differential calculation information

次に,

$$Q_L = \begin{cases} dM_L/dt & \text{if } \omega_L > 0 \text{ and } Q_L > 0 \\ -dM_L/dt & \text{if } \omega_L < 0 \text{ and } Q_L > 0 \\ 0 & \text{else} \end{cases} \quad (3.10)$$

$$Q_R = \begin{cases} dM_R/dt & \text{if } \omega_R > 0 \text{ and } Q_R > 0 \\ -dM_R/dt & \text{if } \omega_R < 0 \text{ and } Q_R > 0 \\ 0 & \text{else} \end{cases} \quad (3.11)$$

$$Q = Q_L \text{ or } Q_R \quad (3.12)$$

を定義する． Q は，股関節の屈伸状態が変化（屈曲開始または，伸展開始）したときのみ論理(1)となる．図 3.8 に図 3.7 から求めた微分情報を示す．

これより屈伸開始点での左右股関節の屈伸状態 P_ω (左足 右足)は，

$$P_\omega = (Q * M_L \quad Q * M_R) \quad (3.13)$$

で表すことができる．歩行周期は左右股関節の，（屈曲→伸展→屈曲）あるいは（伸展→屈曲→伸展）の繰り返しであるので⁽³⁸⁾，左右股関節の屈伸状態変化を 3 回分確認すると歩行リズムの有無を推測することができる．

直近の変化点での左右屈伸の状態を $(Q0 * M_L0 \quad Q0 * M_R0)$ ，一つ前の変化点での左右屈伸の状態を $(Q1 * M_L1 \quad Q1 * M_R1)$ ，二つ前の変化点での左右屈伸の状態を $(Q2 * M_L2 \quad Q2 * M_R2)$ とすると，3 回分の左右股関節の屈伸パターン $P_{\omega3}$ は，式(3.14)で定義できる．

$$P_{\omega3} = [(Q2 * M_L2 \quad Q2 * M_R2)(Q1 * M_L1 \quad Q1 * M_R1)(Q0 * M_L0 \quad Q0 * M_R0)] \quad (3.14)$$

式 $P_{\omega3}$ を図 5 の屈伸変化点に適用すると，

$$[(0 \ 0)(1 \ 0)(0 \ 0)], [(1 \ 0)(0 \ 0)(0 \ 1)], [(0 \ 0)(0 \ 1)(0 \ 0)], [(0 \ 1)(0 \ 0)(1 \ 0)]$$

の屈展パターンが得られる．歩行速度が速くなると両脚支持期間が「0 秒」に近付くため，「屈曲」と「伸展」が同時に発生する下記のパターンも「足が交互に屈伸する」リズムとなる．

[(0 0)(1 0)(0 1)], [(1 0)(0 1)(0 0)], [(0 0)(0 1)(1 0)], [(0 1)(1 0)(0 0)], [(0 1)(1 0)(0 1)], [(1 0)(0 1)(1 0)]

反対に「両足が同じ向きに屈展している運動」の下記のパターンが含まれるとき，「足が交互に屈伸する」リズムを刻んでいない（非歩行）と推定できる．

[(0 0)(1 0)(1 1)], [(1 1)(0 1)(0 0)], [(1 0)(1 1)(0 1)], [(0 1)(0 0)(0 1)], [(0 1)(0 0)(1 0)], [(1 0)(0 0)(0 1)], [(1 0)(0 0)(1 0)], [*111*] （ただし，*はdon't care）

以上のように股関節を駆動する AC サーボモータに実装されたエンコーダより得られる股関節角度を使って，歩行の推定が可能なが分かる．

3.2.4 歩行のリズムの時間管理

足底の接離パターンと股関節の屈伸パターンを歩行のリズムと認識するには，各パターンの時間管理が必要となる．前述 3.2.2, 3.2.3 の動作パターンによる推定は，必要条件ではあるが十分では無い．片足のみの上げ下げ動作のように，パターンは一致しても歩行中かどうか判断しかねる動作は数多くある．こういった装着者が意図しないパターンの一致でアシストを開始すると，装着者に違和感を与えるだけでなく装着者の負担となる．そこで本アシストスーツでは，一定時間内にパターンの一致が連続して発生する場合を歩行と判断し，連続度合いに応じてアシストトルクを増減する制御方式を採用する．一瞬のパターン一致による急激な出力変化を緩和することで，装着者への負担軽減と違和感の解消を図る．その連続度合いの算出方法について述べる．

上記の「連続して歩いていると判断した度合い」を「歩行割合」として管理する．一定時間を T_{CONST} ，加算時の比例定数を T_{UP} ，減算時の比例定数を T_{DOWN} ，経過時間を t とすると「歩行割合」 W は，

$$W = \begin{cases} W + T_{UP} \int dt & \text{if } (P_{F3} \text{ or } P_{\omega 3} \text{ agreement}) \text{ and } (T_{CONST} < t) \\ W - T_{DOWN} \int dt & \text{if } (P_{F3} \text{ and } P_{\omega 3} \text{ disagreement}) \text{ or } (T_{CONST} > t) \end{cases} \quad (3.15)$$

で定義できる．ただし「歩行割合」は「0～100%」（百分率）で管理しており， T_{UP} , T_{DOWN} や T_{CONST} は装着者の歩行形態によって決まるパラメータである．パラメータの算出方法については 3.2.6 項で後述する．

図 3.9 に，式(3.15)の計算例を時間経過とともに示した．①③⑤⑥⑦⑧⑨⑩⑪⑬は式(3.3)，式(3.12)で論理(1)となる歩行状態の変化点であり，②④⑫⑭は一定時間計測タイマの終了点である．歩行パターンの一致が見られると，一定時間の間，時間経過加減算

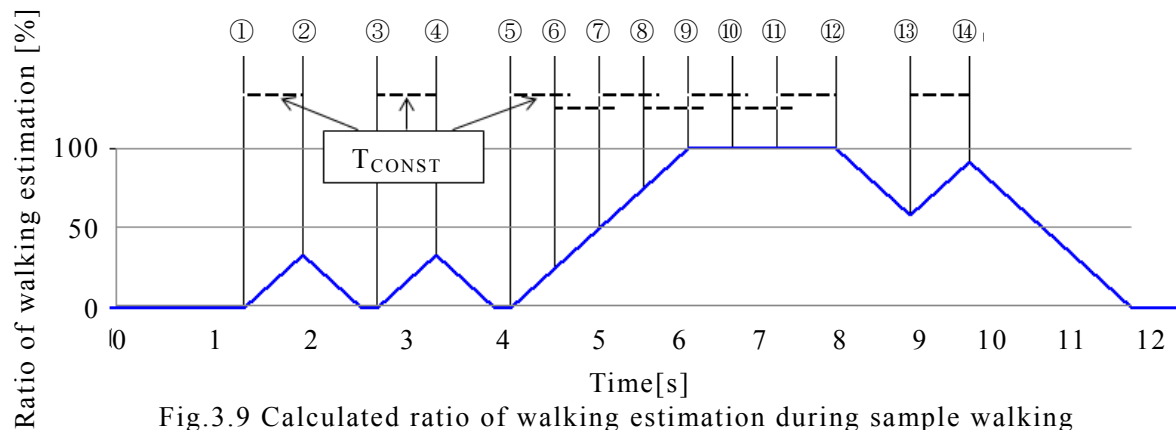


Fig.3.9 Calculated ratio of walking estimation during sample walking

タイマを T_{UP} 分加算し，歩行パターンが不一致か一定時間計測タイマ経過後の場合は時間経過加減算タイマを T_{DOWN} 分減算する．この操作により「歩行割合」は時間経過加減算タイマの積算として求められる．パターン一致が連続するほど「歩行割合」は大きくなることより，「歩行割合」が歩行の連続性を示す指標となることが分かる．制御での歩行アシストトルクを「(歩行動作に必要なトルク) × (歩行割合)」とすることで，①や③のような断片的な歩行推定では装着者の歩行に必要なトルクは出力されず，⑤～⑪のように連続した歩行の可能性が観測された場合にのみ必要なアシストトルクが出力されるようになる．誤推定による装着者への違和感を軽減できることが分かる．

3.2.5 歩行推定のアルゴリズム

図 3.10 に前述の 3.2.2 から 3.2.4 で述べた，動作情報から「歩行割合」を算出するアルゴリズムをフローチャートにまとめている．前述のように，ここでは 2 種類のタイマを使って歩行割合を計算している．1 つは，一定時間を計測するタイマであり，もう 1 つは歩行割合を時間とともに加減算するタイマである．まず(E1)にて現在の力学的情報(股関節角度とフットスイッチの状態)を入力し，(E2)にて足底の接離情報と足の屈伸情報を算出する．(E3)にてこれらの状態が変化したか判断し，変化点で無ければ(E7)で一定時間経過の確認を行う．一定時間経過(カウントアップ)済みの場合は，歩行割合タイマを減算に設定する．変化点であれば，(E4)にて前述 3.2.2 から 3.2.3 で示した歩行パターンに一致するか確認する．(E6)にて，歩行の可能性がある場合は歩行割合タイマを加算に設定するとともに一定時間タイマをクリアする．非歩行の可能性のある場合は，(E5)にて歩行割合タイマを減算に設定する．いずれのパターンにも合致しない場合は，現状を維持する．

3.2.6 ティーチングによる歩行推定用パラメータの取得

前述 3.2.4 で示したように，歩行状態の推定には装着者の特徴に合わせたいくつかの

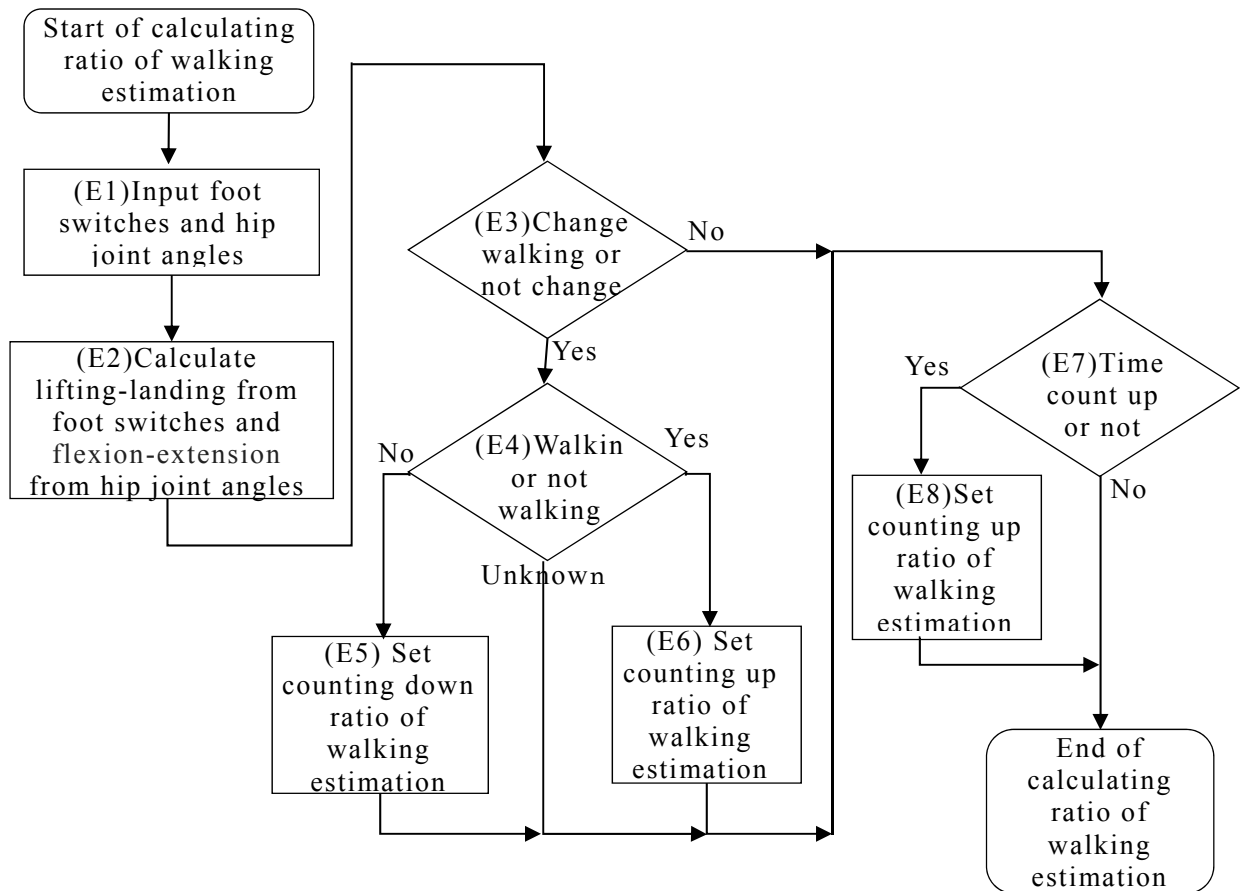


Fig.3.10 Flow chart of calculating ratio of walking estimation

パラメータを設定する必要がある．これらのパラメータは制御プログラムが装着者の個人差を吸収するために必要となるが，設定には専門的な知識が必要なため装着者にとっては負担となる．例えば動作推定に生体信号を使う HAL では調整の困難さが問題となり，一人で使用できず専任のトレーナーが必要となっている．リハビリテーション支援としては適切であっても，条件不利地域における作業支援用としては適切ではない．本研究ではこの負担を軽減する手法として，装着者が自身の歩容をパワーアシストスーツに教示する手法（ティーチング方式）を提案している．

ティーチング方式は歩行の推定に必要な式(3.10)，式(3.11)の閾値 ω_A ， ω_B や，式(3.15)の定数 T_{CONST} ， T_{UP} ， T_{DOWN} を，図 3.11 に示すような装着者の動作解析データを基に算出する手法である．まずパワーアシストスーツを装着して平地で 10 歩以上の直線歩行を行う．この歩行により得られたデータのうち，不安定な前 4 歩分を削除し，残り 6 歩分のデータより下記の値を得る．

- (A) ω_{MAX} : 左右股関節を屈曲側に曲げるときの角速度の極大値，6 歩分の平均値
- (B) ω_{MIN} : 左右股関節を伸展側に伸ばすときの角速度の極小値，6 歩分の平均値
- (C) T_6 : 6 歩にかかった時間

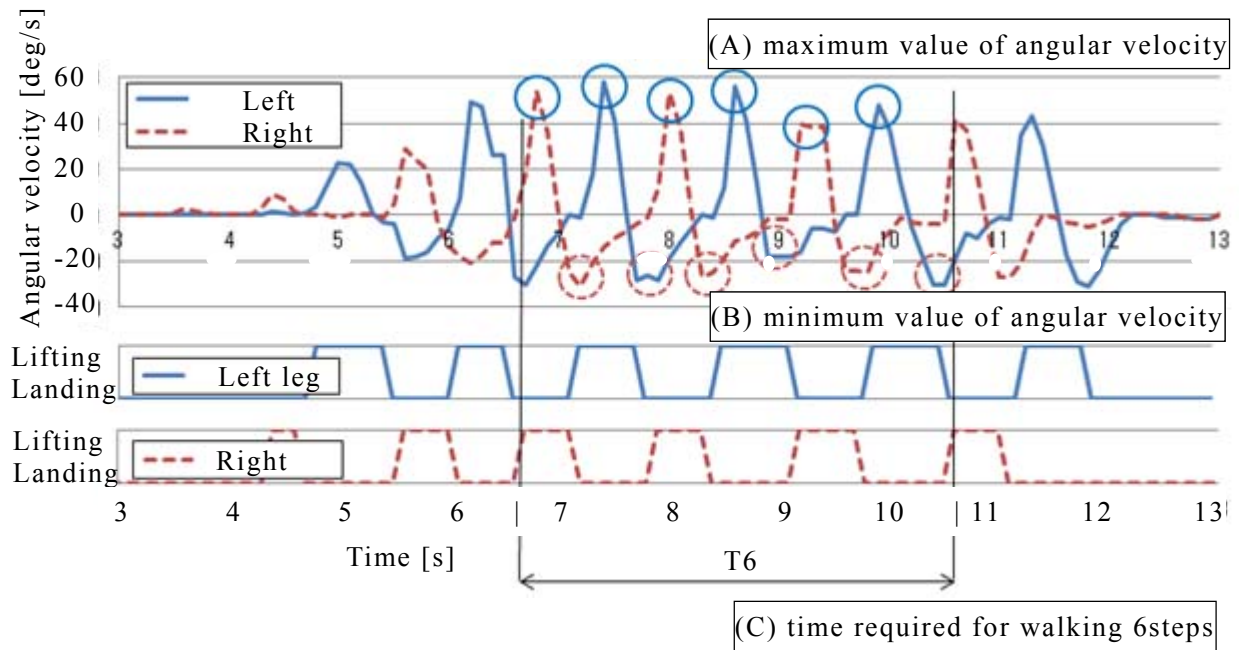


Fig.3.11 Measuring points of calculating ratio of walking estimation

(A)(B)(C)より，式(3.16)から式(3.20)にて歩行推定に必要な設定値（パラメータ）を得る．

$$T_{CONST} = T6 \div 4 \quad (3.16)$$

$$T_{UP} = T_{CONST} \quad (3.17)$$

$$T_{DOWN} = T_{UP} \times 3 \quad (3.18)$$

$$\omega_A = \omega_{MAX} \times 0.4 \quad (3.19)$$

$$\omega_B = \omega_{MIN} \times 0.4 \quad (3.20)$$

3.2.7 実験の目的と方法

パワーアシストスーツを実装し，ティーチング手法で得られたパラメータを使って，正確に歩行推定が行われることを確認する必要がある．そこで本研究ではモデルコースを使って検証を行う．モデルコースは図 3.12 に示す傾斜する不整地を模した平地・階段を含む全長 7.2m のコースである．被験者は 20 歳代から 60 歳代の健常な男性 12 名である．まず平地で前項のティーチングをおこない，歩行推定に必要な装着者によって異なるパラメータを取得する．

次にモデルコースを一定速度で歩行し，モニタシステムで制御情報を記録する．これにより得られるデータを解析して，歩行推定が正確に行われたことを検証する．

3.2.8 歩行推定（歩行割合）の検証

検証データの一例として，被験者 A のデータを図 3.13 に示す．歩行距離 L は一定であるため，図 3.13 より歩行時間： T ，歩数： W_s ，歩行割合 100% への到達時間： WT_{UP} ，歩行割合 0% への到達時間： WT_{DOWN} を測定すると，式(3.21)式(3.22)により 100% 到達にかかった歩数： S_{UP} ，0% 到達にかかった歩数： S_{DOWN} を計算できる．

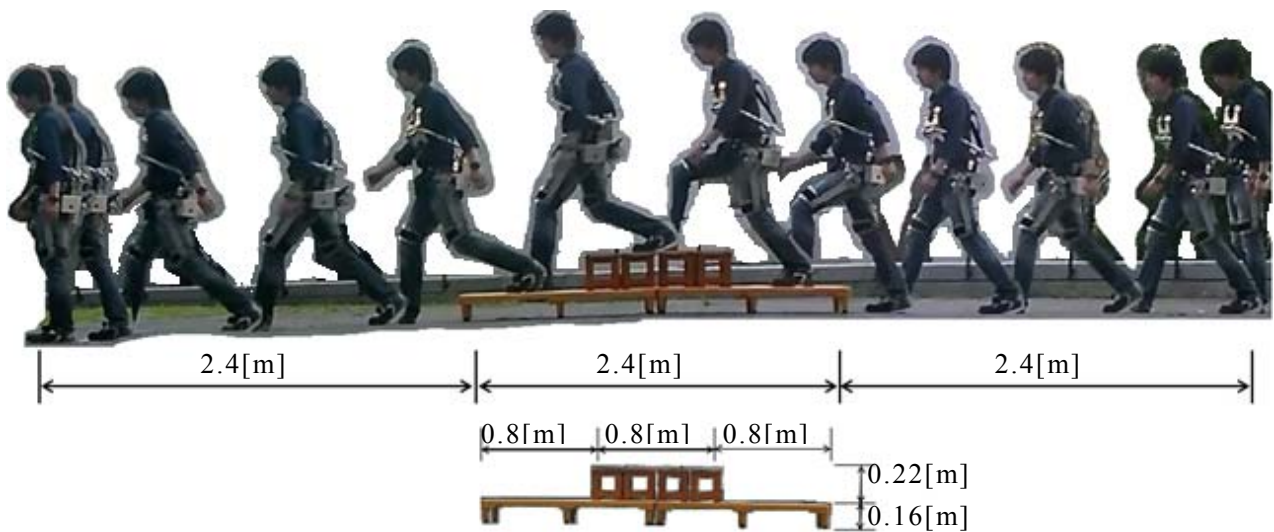


Fig.3.12 An example of walking motion on a model course

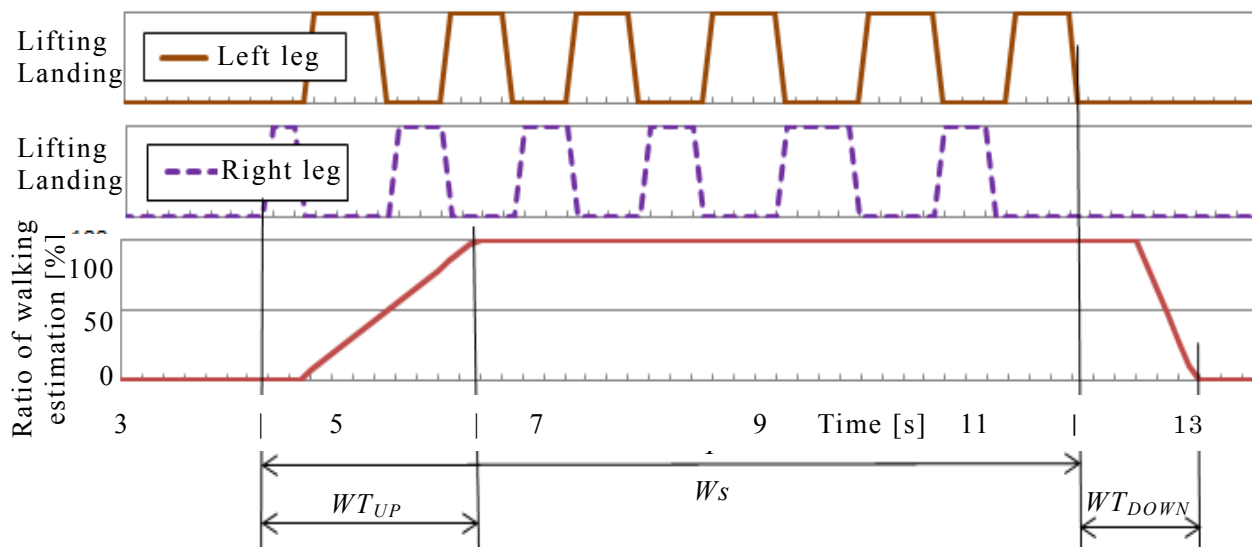


Fig.3.13 An Example of walking estimation on a model course

Table 3.1 Results of walking estimation on a model course

Sub- ject	Age [year]	T [s]	Ws [steps]	Average walking velocity [m/s]	Average step width [m]	T_{CONST} after teaching [s]	S_{UP} [steps]	S_{DOWN} [steps]
A	24	7.8	12	0.92	0.60	1.3	3.2	1.0
B	22	8.4	13	0.86	0.55	0.96	2.5	0.8
C	23	9.5	15	0.76	0.48	0.92	1.9	0.8
D	62	17.6	22	0.41	0.33	0.8	1.6	1.4
E	22	8.4	16	0.86	0.45	0.87	2.9	0.7
F	22	10.9	15	0.66	0.48	1.16	2.9	1.2
G	23	11.5	16	0.63	0.45	1.03	2.9	1.2
H	22	13.1	15	0.55	0.48	1.23	2.7	1.5
I	59	14.2	16	0.51	0.45	1.38	2.6	1.7
J	22	10.9	16	0.66	0.45	1.14	2.7	1.1
K	45	7.0	12	1.03	0.6	1.04	3.0	0.8
L	22	10.0	14	0.72	0.51	1.05	2.5	1.1
						Average	2.6	1.1

表 3.1 に 20 歳代から 60 歳代の健常な男性 12 名による検証結果を示す。歩行速度や歩幅に差があっても、ほぼ 2～3 歩で歩行割合は 0% から 100% に到達し、また 1～2 歩で歩行割合は 100% から 0% に到達して歩行推定を完了していることがわかる。

$$S_{UP} = WT_{UP} \times Ws \div T \quad (3.21)$$

$$S_{DOWN} = WT_{DOWN} \times Ws \div T \quad (3.22)$$

また、図 3.14 に「(a)(b)片足のみの運動」や「(c)両足が同じ向きに屈曲・伸展している運動」を示す。いずれの運動も非歩行のリズムを検出するため、歩行割合は 0% から上昇しない。

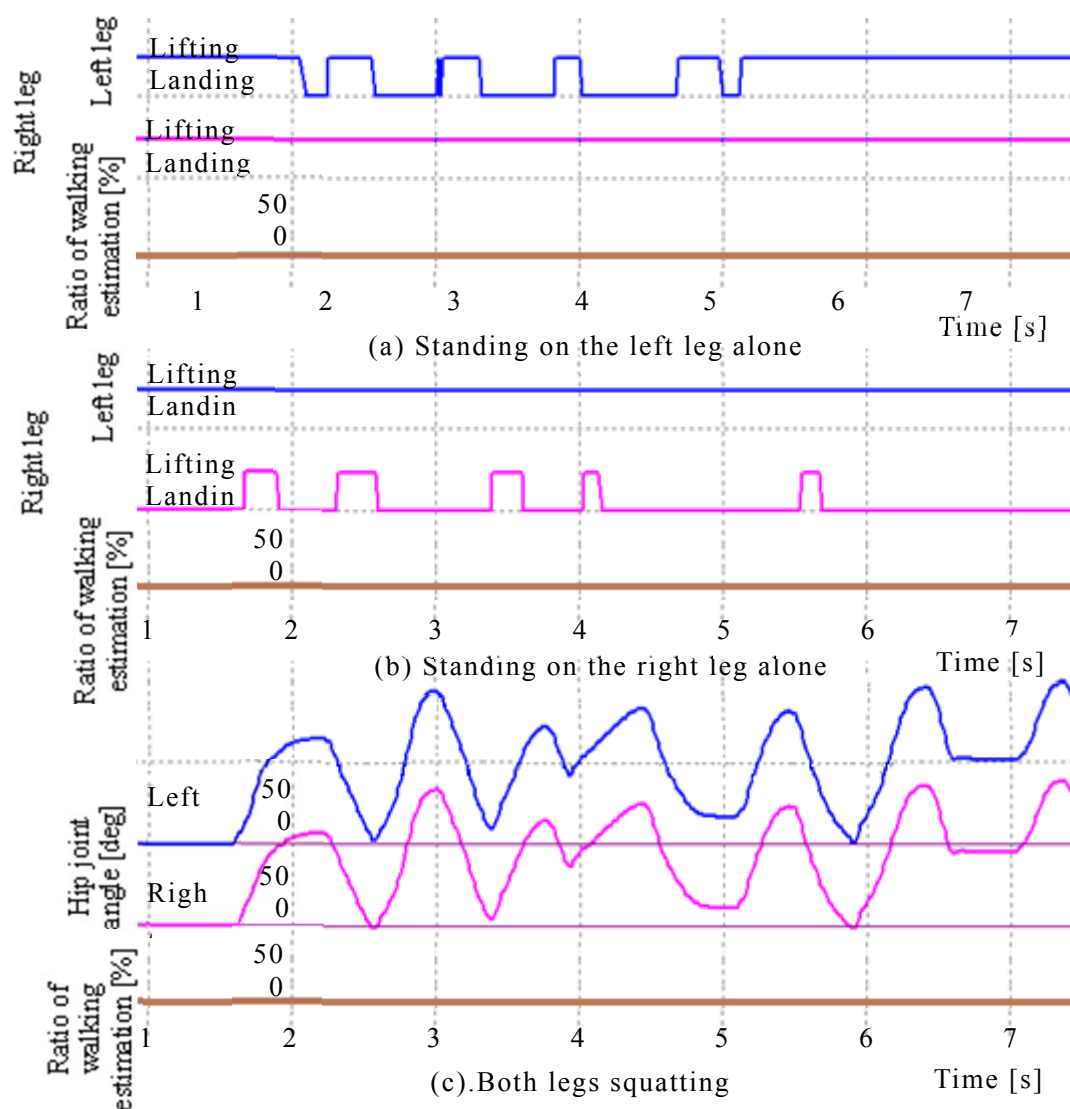


Fig.3.14 Non walking Pattern

3.3 持ち上げ推定の手法

前項での歩行推定に続いて、本項では持ち上げ動作の推定手法について提案する．持ち上げ動作を支援するアシストスーツは多くの機関で研究されている．介護用として筑波大学の HAL (Hybrid Assistive Limb) ⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾⁽¹²⁾ は筋電位センサからの推定方式を採用して持ち上げをアシストしている．しかし健常者がフルフレーム型 HAL を装着して重量物を持ち上げる支援では、作業速度が問題となるようなデモンストレーションは散見されない．東京理科大学の小林研究室で研究されているマッスルスーツは呼気スイッチによる操作方式で持ち上げをアシストしている⁽¹⁷⁾．空気圧による人工筋肉を採用しているため軽量なスーツとなっているが、空気圧の立ち上がりに約 0.5s, 最終出力までには約 1s が必要である．これでは農産物の出荷作業のように、20kg 前後のコンテナを連続して持

ち上げる用途では、応答時間が遅いという問題が残る．またマッスルスーツは持ち上げアシストのみであり，歩行には対応していない．本パワーアシストスーツでは物の持ち運びをアシストできるよう，歩行と持ち上げの両方のアシストを目的としている．

本項では装着者が持ち上げ動作に必要とする適切なトルク量を適切なタイミングで出力できる新しい推定手法として，股関節角度を使った持ち上げ推定と手袋スイッチによる操作方式を併用する手法を提案する．この手法により歩行動作より高速応答が要求される連続した持ち上げ動作においても，装着者の作業アシストを可能とする．

3.3.1 持ち上げ意図の推定について

図 3.15 に示すように持ち上げ動作の場合は，股関節の動きは歩行とは大きく異なる．装着者が荷物を持ち上げるためにしゃがみ込んだり，作業を行うために腰を曲げたりすると，歩行時には左右股関節が屈曲と伸展の逆位相であるのに対し，持ち上げ時には左右同位相で動作するようになる．この角度変化を股関節に実装された AC サーボモータのエンコーダで読み取り，歩行動作と持ち上げ動作の違いを推定している．特定の角度を持ち上げ推定の閾値とすると，腰を曲げて歩く装着者の歩行姿勢にも反応してしまい，しゃがみ込み動作の意図を反映しない場合が発生する．そのため持ち上げ動作か腰を曲げている状態なのかの判断には股関節の角速度を使用している．両股関節角速度の平均値がパラメータ「持ち上げ屈曲側閾値： ω_{lf} 」を越えた時点で，持ち上げのためのしゃがみ込み動作開始と推定している．またどちらかの脚がパラメータ「持ち上げ不感帯： θ_{ln} 」内に入った時点を検出すると，直立状態に戻ったと判断して持ち上げ推定を完了している．このパラメータ「持ち上げ屈曲側閾値： ω_{lf} 」とパラメータ「持ち上げ不感帯： θ_{ln} 」は，装着者によって調整が必要なパラメータである．



Fig.3.15 Reverse phase and same phase

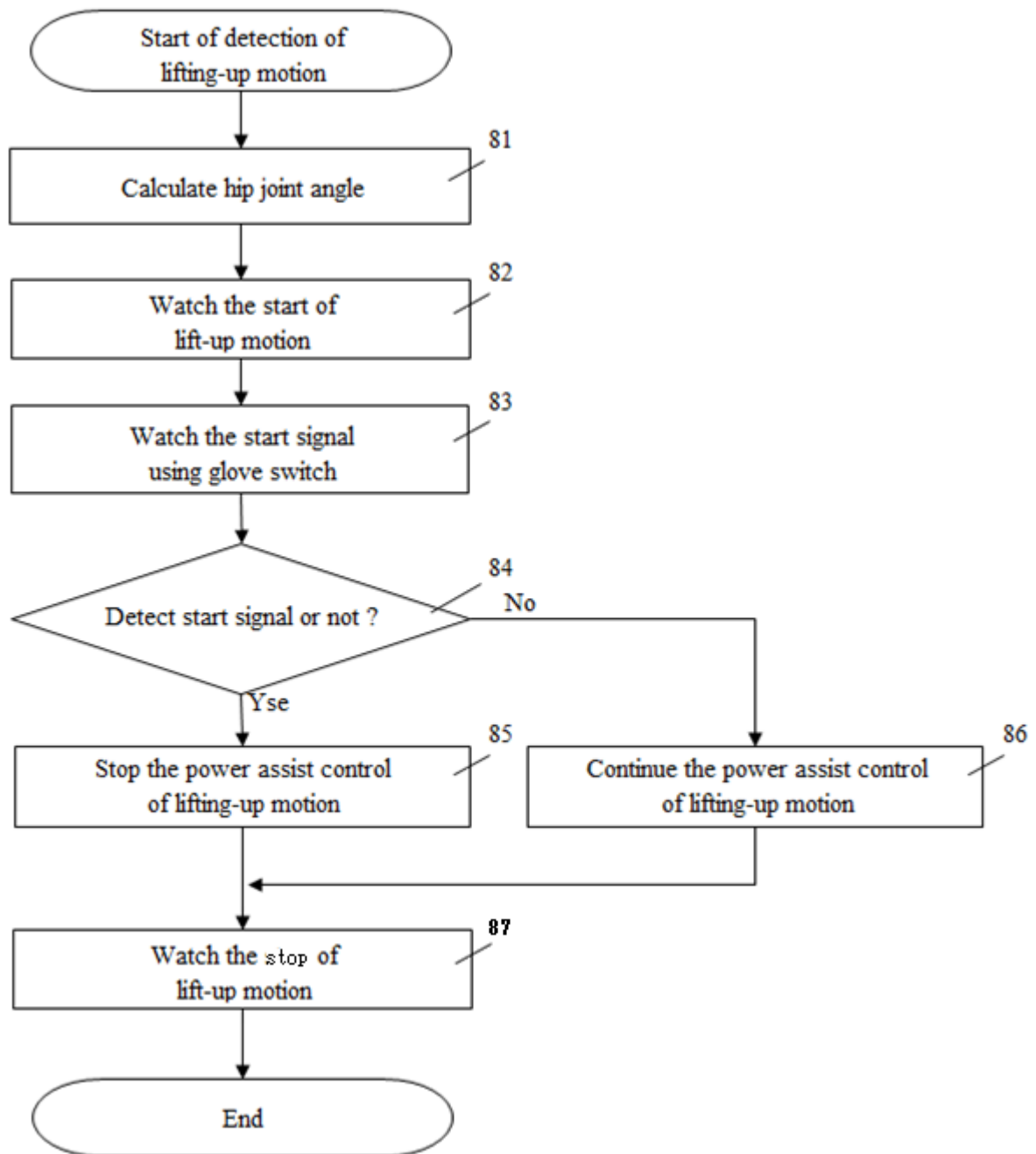


Fig.3.16 Flowchart of detecting lift-up motion

3.3.2 持ち上げ推定のアルゴリズム

図 3.16 に股関節角速度計算から持ち上げ動作推定までのアルゴリズムをフローチャートに示す。ステップ 81 で股関節角速度を計算し、ステップ 82 で角速度がパラメータ「持ち上げ屈曲側閾値： ω_{lf} 」を越えたことを検出すると持ち上げ動作状態に入ったと推定する。ステップ 83 でパワーアシストスーツはそのまま持ち上げ動作の開始を待つ。ステップ 84 で持ち上げ開始スイッチ(グローブスイッチ)の ON が検出されると持ち上げ

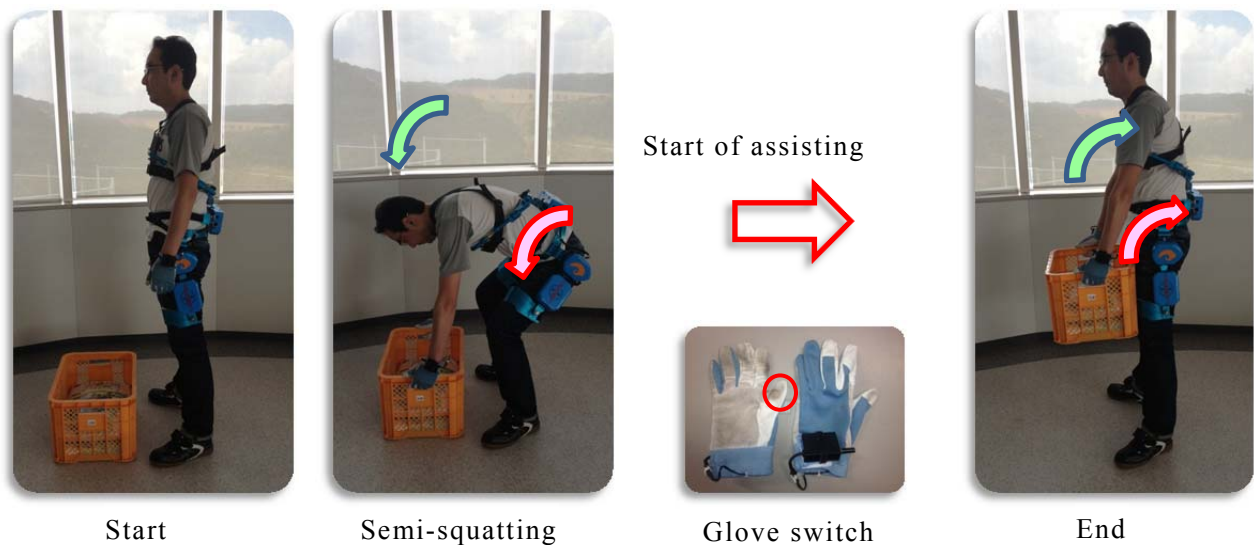


Fig.3.17 Lift-up motion

トルクの出力を開始する．荷物の持ち上げ高さは一定ではない．そのため持ち上げ動作中は，ステップ 84，ステップ 85，ステップ 86 によって，開始スイッチによる任意位置でのアシストの ON/OFF を可能とする．ステップ 87 にて左右どちらかの股関節角度がパラメータ「持ち上げ不感帯： θ_{ln} 」内に入ると，持ち上げ制御を終了する．

3.3.3 持ち上げ推定の検証

図 3.17 に示すように，実際にパワーアシストスーツを装着して持ち上げ動作をおこなう．モニタシステムを使って記録したデータが図 3.18，図 3.19 である．図 3.18 (a)にて左右股関節角速度の平均値がパラメータ「持ち上げ屈曲側閾値： ω_{lf} 」（この例では 5deg/s）を越えたところで，ステップ 82 による持ち上げ確認が ON となる．これとは逆に(c)では左股関節角度がステップ 87 によりパラメータ「持ち上げ不感帯： θ_{ln} 」（ 0° ）と判断されるため，持ち上げ確認は OFF に戻る．(b)では持ち上げ推定中にステップ 83 にて開始スイッチが検出されるため，持ち上げ方向にトルク出力が開始される．図 3.19 (d)にて一度持ち上げ確認が ON になると，(e)(f)に示すようにステップ 84，ステップ 85，ステップ 86 によって，開始スイッチによる任意位置でのアシストの ON/OFF が可能となる．

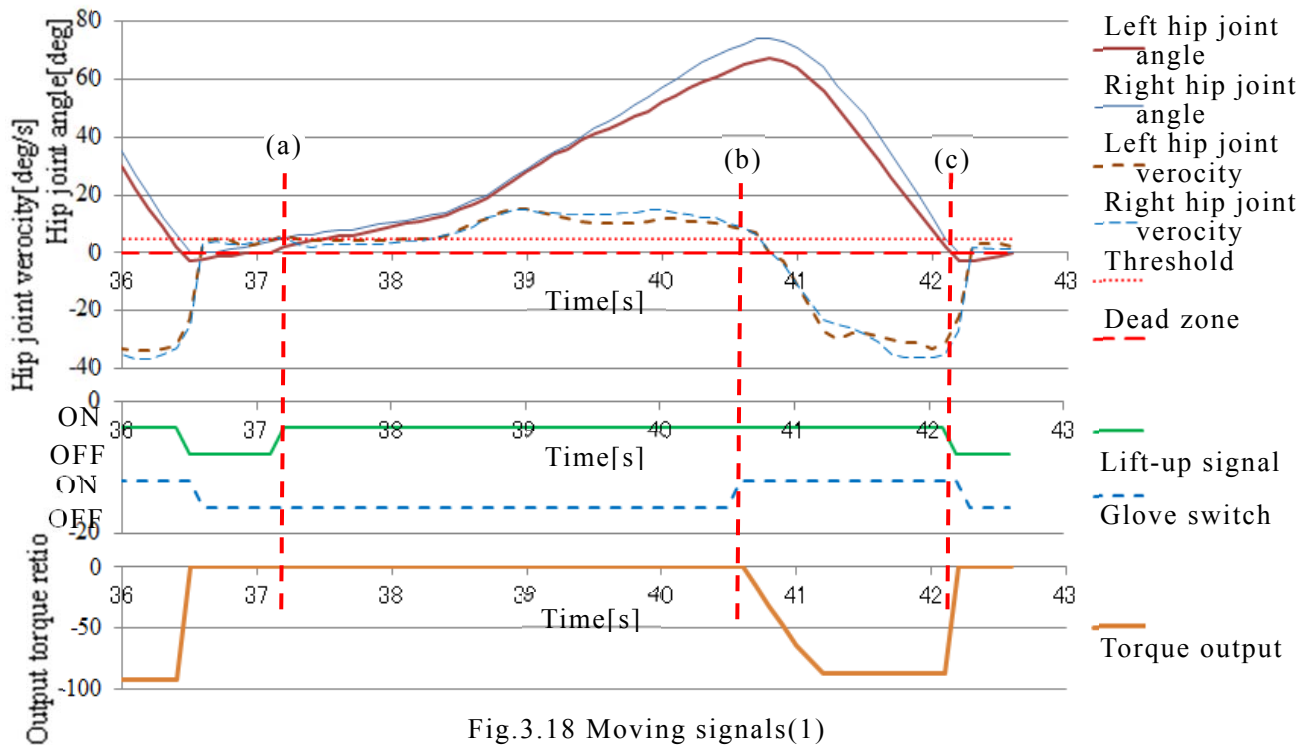


Fig.3.18 Moving signals(1)

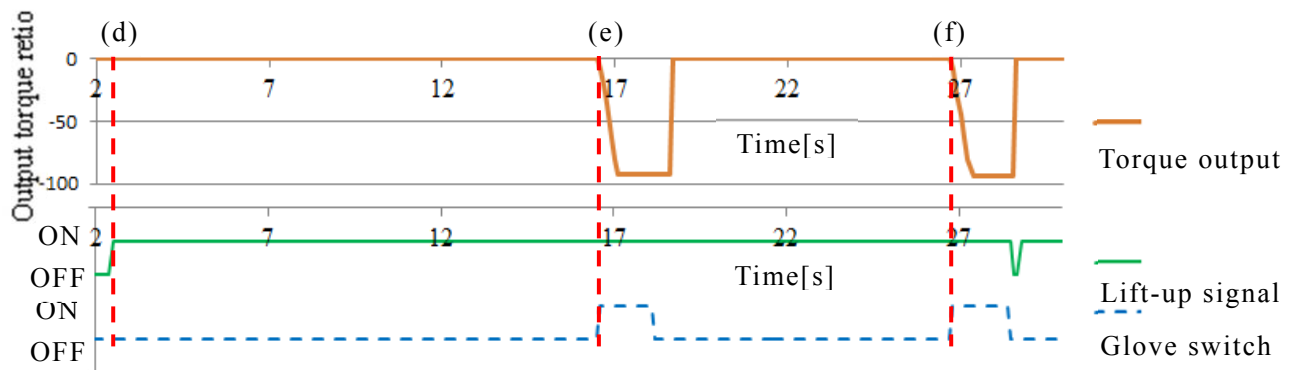


Fig.3.19 Moving signals(2)

3. 4 結 言

パワーアシスト制御における重要な研究項目として、装着者の動作推定がある。パワーアシストスーツが快適なアシストを行い装着者の負担を減らすためには、装着者が動くと同時にスーツがアシストしなければならない。

従来研究で報告の多い生体信号である表面筋電位信号を使う推定の手法は、発汗による計測不良や計測電極が脱落するなどの問題が報告されている。労働現場での作業アシストを前提としたパワーアシストスーツで用いる動作意図推定のデバイスとしては、現時点では不適である。

本章では、歩行と持ち上げの各動作に関する動作推定の手法について、装着者の力学的計測信号から動作意図を推定する新たな手法を提案した。装着者の歩行動作制御用靴の爪先部と踵部に配置したフットスイッチにて床と足底の接離情報を検出し、装着者の股関節に装着した AC サーボモータのエンコーダにて股関節角度を計測する。そしてこれら装着者の力学的計測信号から動作意図を推定する手法である。

実際に装着して確認実験をおこない、提案した動作推定手法にて歩行と持ち上げの動作推定が可能なことを検証した。歩行推定ではティーチングによるパラメータの取得からモデルコースを使った歩行実験を経て、歩き始めから 2～3 歩の間で、また止まり始めから 1～2 歩の間で歩行意図の推定ができることを確認した。持ち上げ推定では股関節角度を使った動作推定と手袋スイッチを併用する手法で、持ち上げ作業に遅れることなくアシストトルクが出力できていることを確認した。

次章では、パワーアシストスーツが快適なアシストを行うためのもう一方の要素である推定した動作に対して適切な出力量を、適切なタイミングで出力する制御手法について述べる。

第4章

パワーアシスト出力の制御

4.1 緒言

条件不利地域における装着者の歩行と持ち上げ動作を支援するためのパワーアシストスーツが快適なアシストを行うためには、装着者が動くと同時にスーツがアシストしなければならない。装着者が動くと同時にスーツがアシストするためには、装着者の動作を推定し、推定した動作に対して適切な出力量を、適切なタイミングで出力することが必要となる。前章では、装着者が動くと同時にスーツがアシストするための新たな動作推定の手法について提案し、動作推定が可能であることを示した。本章では推定した動作に対して、適切な出力量を適切なタイミングで出力する新たな手法について述べる。

装着者が出力量や出力タイミングをスイッチ等で直接操作できないことが多い障害者や高齢者のリハビリテーション用には、表面筋電位信号等の生体信号を使って装着者の意図を推定して制御を行う手法⁽²⁹⁾が用いられている。健常者の作業支援用として表面筋電位信号のような生体信号が採用されないのは、装着時の計測部位のズレや発汗等により測定精度が低下するためである⁽³²⁾。また定期的な調整が必要とされ、表面筋電位センサの装着数が少ない場合に、人間の意図と支援デバイスの動きとの間に差異が生じる可能性があることも指摘されている⁽³³⁾。

健常者を対象とした作業支援用では、スイッチ操作⁽³⁰⁾や音声⁽³¹⁾により出力量と出力タイミングを指示する方式が多い。しかしスイッチ操作や音声による指示方式にも問題がある。作業以外に操作が必要となると使うのが面倒であり、覚えることができる指示パターンにも限りがあるため、あらゆる動作には対応できない。

そこで本論文では、表面筋電位のような生体信号では無く、新たに装着者の力学的計測信号から装着者の動作状態を推定する手法を提案している。この信号は爪先と踵のフットスイッチから得られる靴底の接離情報と、股関節に実装された AC サーボモータより得られる股関節角度の信号である。これらの信号より装着者の運動を解析することによって動作状態を判断し、アシスト制御に反映させることにより、装着者の意図に沿ったアシストを可能としている。

前章ではプログラムを起動させたときの姿勢を原点として、まず股関節角度とフットスイッチ信号から装着者の動作意図を推定した。本章では推定後に必要となる「歩行アシスト出力の計算手法」と「持ち上げアシスト出力の計算手法」の詳細について述べる。続いて推定計算手法に基づいて、装着者の意図に沿ったアシストを可能にするための制

御フローと、制御を開始するアシストトリガについて述べる．最後に歩行制御と持ち上げ制御の優先順位について述べ、その優先順位に従って適切なトルクを出力するための「歩行と持ち上げアシストの裁定制御」について述べる．

4.2 歩行アシスト出力の計算手法

快適なアシストを行うには、パワーアシストスーツが装着者と同時に動き、アシストしなければならない．本項では適切な歩行アシストを行うために、適切にアシストスーツの出力量を決定するための手法について述べる．

HAL⁽¹¹⁾では Phase Sequence を用い、一連の動作を複数の基本動作（Phase）に分割しデータベースに記録し、分割した Phase を入力信号をもとに再合成する手法で一連のアシスト動作を実現している．そのため動作のつなぎ目で不連続になるといった問題がある．また装着者の体調や作業内容の違いによるアシスト量の調整は困難である．本項ではデータベースの再生方式では無く、その時点の装着者の歩行状態から歩行で必要とするアシストトルクを計算する新たな手法を提案する．

図 4.1 に示すように、人の歩容は両脚支持期と単脚支持期に分けることができる．また単脚支持期においては、遊脚側と支持脚側に分けることができる．歩行で必要とするアシストトルクを考える場合、それぞれの状態に応じて必要とされるアシストトルクを計算する必要がある．単脚支持期の遊脚側では足を振り上げる方向に、保持脚側では足

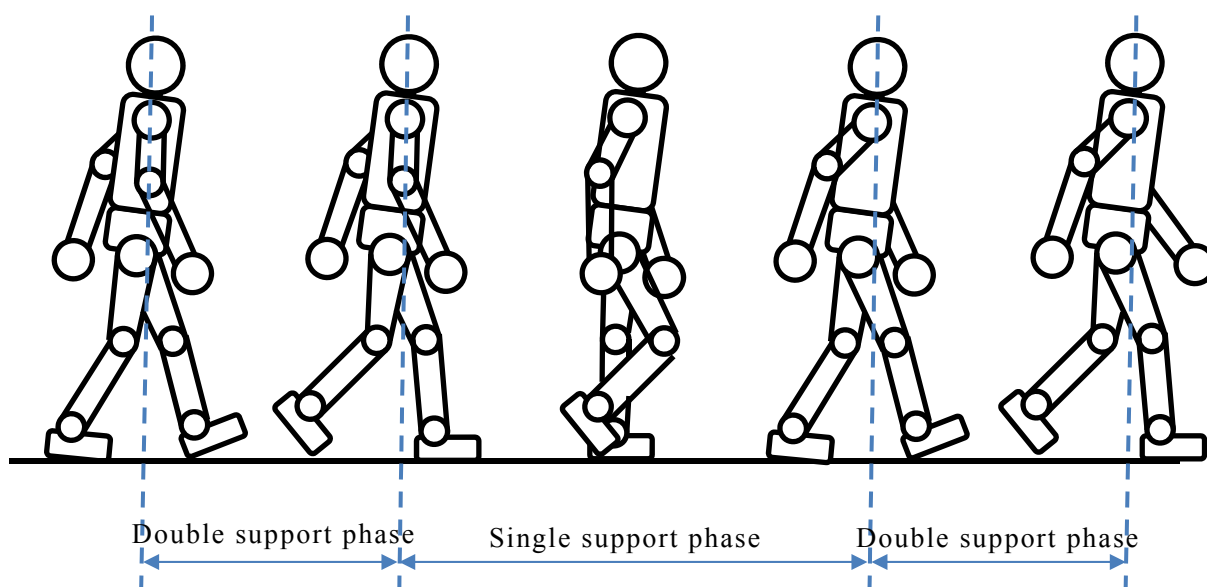


Fig.4.1 Walking motion

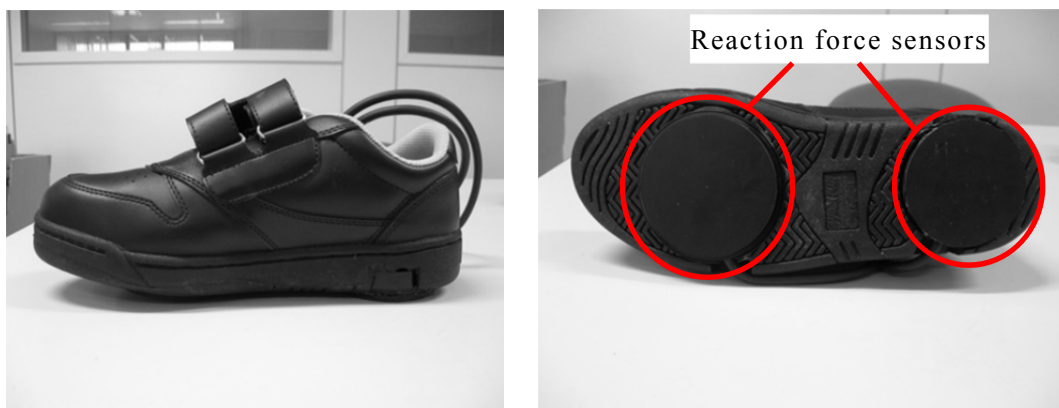


Fig.4.2 Safety shoes with ground reaction force sensors

Table 4.1 Force sensor and tri axial accelerometer

Force sensor	Z directional rated capacity	1 [kN]
	Non linearity	$\leq \pm 1\%FS$
	Natural frequency	$\geq 2[kHz](Z\text{-direction})$
Triaxial accelerometer	Rated capacity X/Y/Z	$\pm 2/\pm 4/\pm 8[G]$
	Non linearity	$\leq \pm 0.5\%FS$
	Dynamic response	2 [kHz]

を支持する方向に、それぞれの股関節角度に応じた力学的に必要なアシストトルクを計算する必要がある。

アシスト量を考えるために、まず歩行時に足底が支えている荷重（床反力）を測定する。床反力測定のために、床反力計測用センサを軽量安全靴に組み込んでいる。図 4.2 に軽量安全靴と床反力計測用センサを組み込んだ状態を示す。床反力計測用センサは、テック技販株式会社製 M3D-FP フォースプレートを使用している。爪先側の外径が 88 [mm]、厚みが 12 [mm]である。踵側のフォースプレートの外径は 75 [mm]、厚みが 12[mm]の超薄型であり、靴底に組み込んでも違和感のない厚さと重さである。フォースプレートは爪先と踵の 2 個所に設置しており、左右合計 4 台のフォースプレートの総重量は 0.95 [kg]となっている。表 4.1 にフォースプレートに内蔵された Z 軸荷重センサ（max 1 [k N]）と 3 軸加速度センサの仕様を示す。

4.2.1 両脚支持期に必要なアシストトルク

図 4.3, 図 4.4 がフォースプレートを組み込んだ軽量安全靴を装着して計測した歩行開始時の左右の踵部と爪先部の 4 点の床反力の数値変化である。

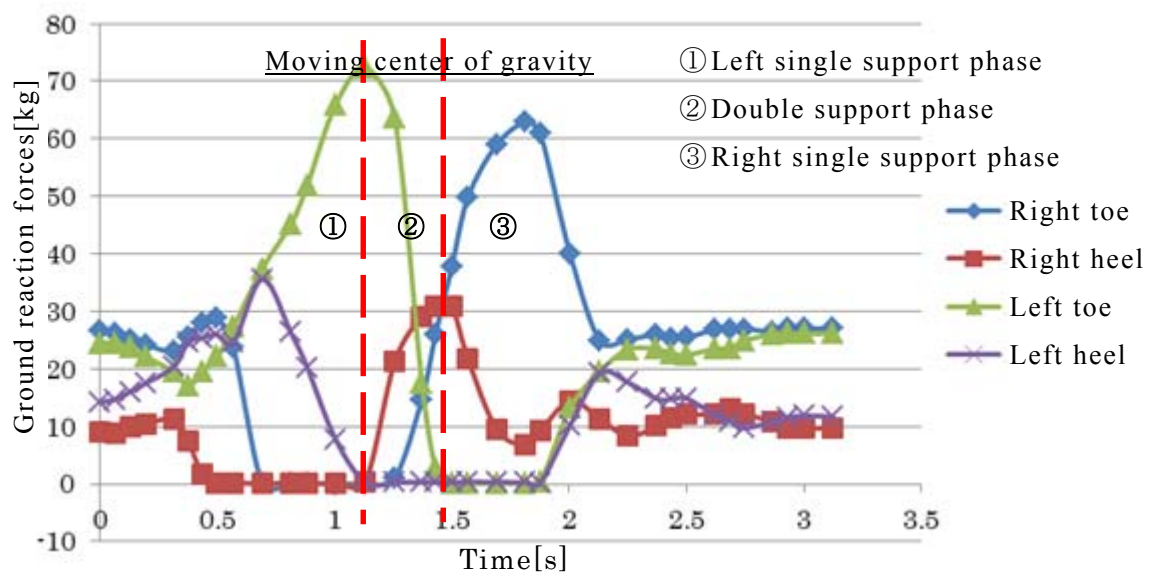


Fig.4.3 Ground reaction forces during double support phase(A)

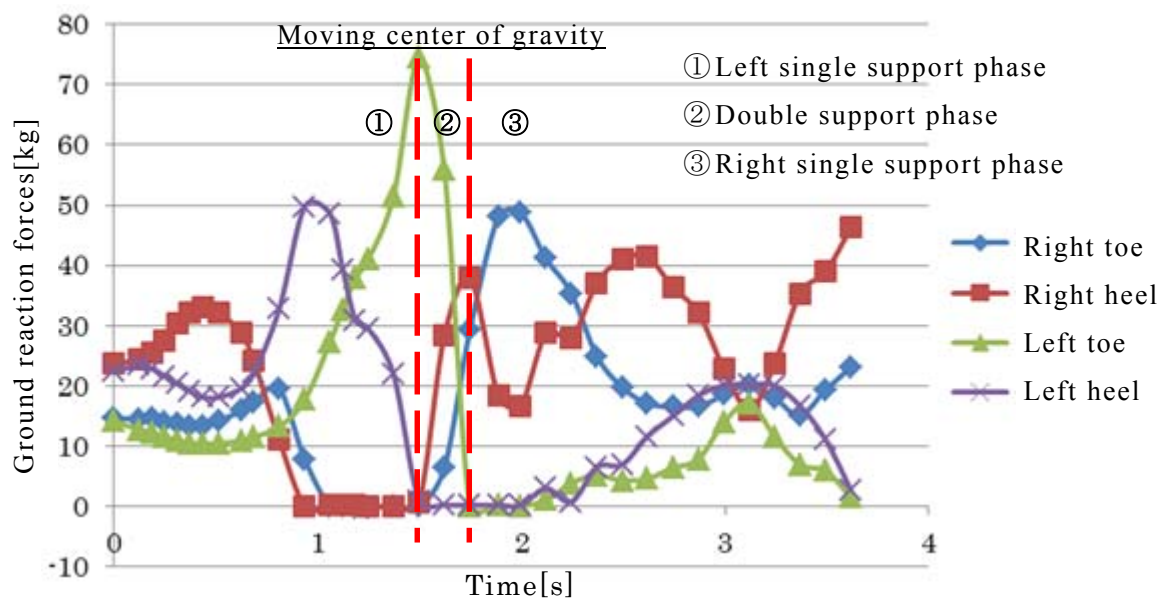


Fig.4.4 Ground reaction forces during double support phase(B)

歩行した際の左右の踵部と爪先部の4点の床反力の数値変化から、両脚支持期に必要なアシスト量について述べる．図 4.3, 図 4.4 での歩行は①左脚支持期→②両脚支持期→③右脚支持期と進んでいる．この内②両脚支持期では左脚から右脚への荷重移動が発生している．

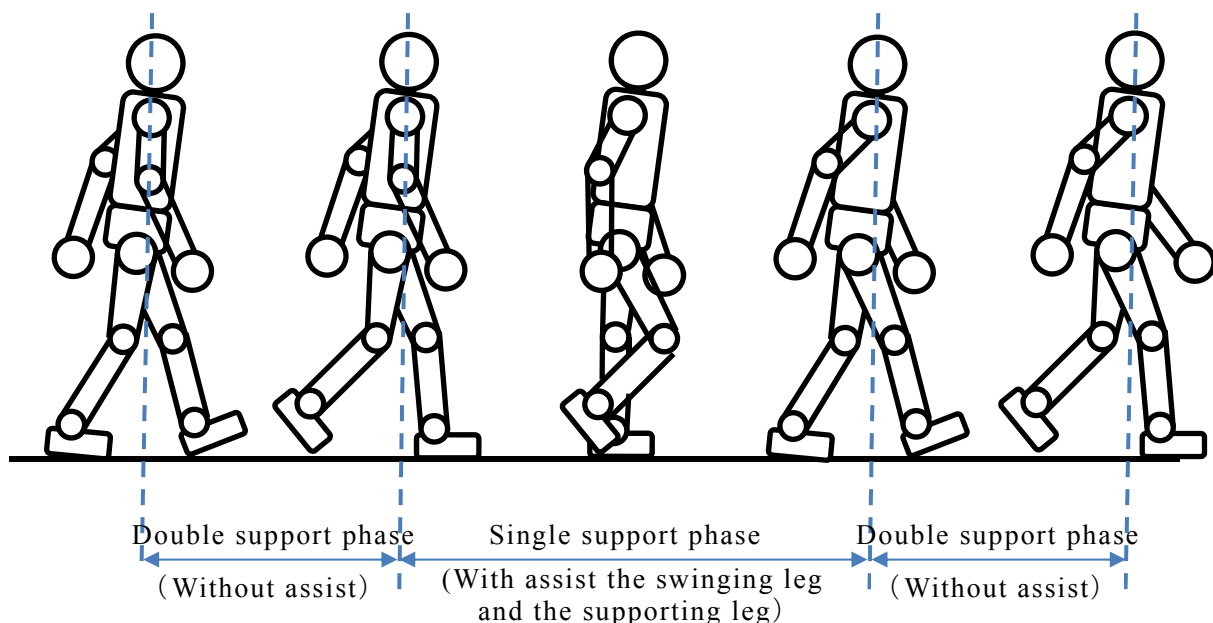


Fig.4.5 Power assist torques for walking motion

従来研究の障害者支援を目的とする HAL では、制御に Phase Sequence⁽³⁹⁾を用い、複数の基本動作（Phase）を再合成する手法でこの期間をアシストしている．そのため動作のつなぎ目で不連続になるといった問題が指摘されている．健常者の場合この期間の保持トルクが適正でないと、装着者への負担となり転倒の可能性も出てくる．この期間は荷重が両脚に分散され単脚支持期に比べて各脚の負荷トルクが小さくなるため、図 4.5 に示すように本スーツではこの期間を非アシストとする．装着者の動作意図に合わせた滑らかな荷重移動という難しい状況判断を装着者の意思に任せることで、装着者の違和感を軽減する．フレームに 13 ヶ所の自由関節を確保したことで、非アシスト時の荷重移動を違和感なく実現できる．続いて単脚支持期のアシストトルク計算方法について述べる．

4.2.2 遊脚時に必要なアシストトルク

まず単脚支持期の遊脚アシストトルク計算方法について述べる．本研究では装着者の様々な作業姿勢に合わせてアシストするのに必要なトルクを、股関節の計測角度および靴の踵と爪先にかかるフットスイッチの接離データを用いて力学的に計算する．図 4.6 に示すように単脚支持期の遊脚側では足を振り上げる方向に、股関節角度に応じた力学的に必要なアシストトルクを出力する必要がある．

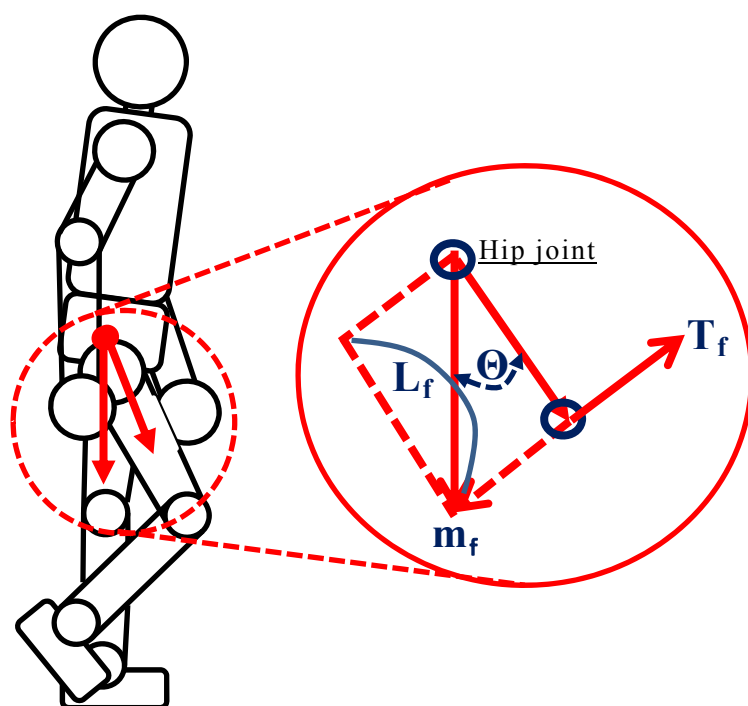


Fig.4.6 Assist torque for swinging leg

エンコーダより求めた遊脚角度を $\theta[\text{rad}]$, 片脚の質量を $m_f[\text{kg}]$, 股関節からの距離 $L_f[\text{m}]$ とすると, 片脚の質量 m_f をアシストするのに必要なトルク T_f は,

$$T_f = L_f m_f g \sin \theta \text{ [Nm]} \quad (4.1)$$

で計算できる. $[L_f m_f g]$ は比例定数であり, 装着者によって決まる固定値である. この値 T_f を歩容の状況に応じて与えることによって, アシストトルクを決定する.

続いて単脚支持期の保持脚アシストトルク計算方法について述べる.

4.2.3 保持脚時に必要なアシストトルク

図 4.7 に示すように単脚支持期の保持脚側では足を支持する方向に, 股関節角度に応じた力学的に必要なアシストトルクを出力する必要がある. 保持脚側についても股関節の計測角度および靴の踵と爪先に実装されたフットスイッチの接離情報を用いて力学的に計算する.

エンコーダより求めた保持脚角度を $\theta[\text{rad}]$, 片脚を除く質量を $m_h[\text{kg}]$, 股関節からの距離を $L_h[\text{m}]$ とすると, 片脚を除く質量 m_h をアシストするのに必要なトルク T_h は,

$$T_h = -L_h m_h g \sin \theta \text{ [Nm]} \quad (4.2)$$

となる. 遊脚側トルクを正としたため, 保持脚トルクは負となる. $[L_h m_h g]$ は比例定数であり, 装着者によって決まる定数である. この値 T_h を歩容の状況に応じて与える

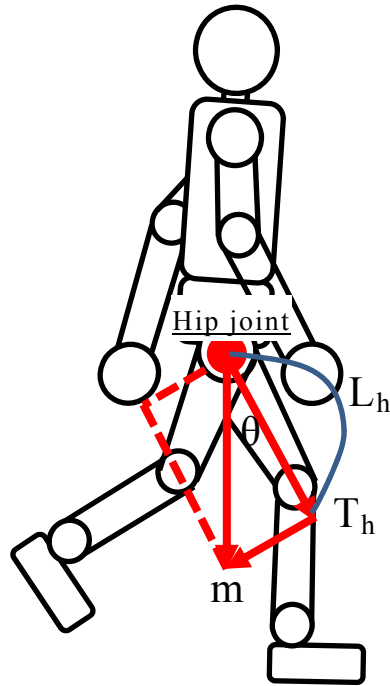


Fig.4.7 Assist torque for supporting leg

ことによって，アシストトルクを決定する．

次項からは実際の歩行をもとにしたアシストトルクの決定手法の詳細について述べる．

4.2.4 歩行アシストトルクの決定

式(4.1)，式(4.2)で求めたアシストトルクは質量と股関節角度のみによって決まる静的なアシストトルクである．しかし，実際の歩行では保持脚から遊脚へのアシスト方向の転換など，歩容に応じた加速トルクが必要となる．また安全のため，装着者の持つ力に応じた最大出力トルクの設定も必要となる．本項では装着者に違和感のないアシストをおこなうための，歩容に応じた新しいアシストトルクの決定手法を提案する．

遊脚期・保持脚期で必要とされるトルクと股関節角度 θ との関係は，式(4.1)，式(4.2)で与えられるが，モータ出力を人の力の範囲内とするため，アシスト出力の最大値はモータ出力の最大値で制約を受ける．モータの最大出力トルクを TM_{max} とすると，遊脚アシストトルクとして供給できる最大トルク T_f と，保持脚アシストトルクとして供給できる最大トルク T_h は式(4.3)，式(4.4)となる．

$$T_f = TM_{max} \sin \theta [Nm] \quad (4.3)$$

$$T_h = -TM_{max} \sin \theta [Nm] \quad (4.4)$$

しかし，装着者が必要とするアシストトルクは，装着者個々の歩容によって違いがある．装着者に違和感の無いアシストを実現するため，本スーツでは装着者個々の特性を

5 つのパラメータで与え、歩容に合わせて適宜調整することで、装着者にとって違和感のないアシストを実現する。以下に調整する 5 個のパラメータ(1)から(5)について述べる。

(1) 遊脚側最大出力： T_{fmax}

保持脚側最大出力： T_{hmax}

装着者の安全のため、最大出力を装着者の力の範囲内に調整するためのパラメータである。最大出力トルクをパラメータで規定すると、式(4.3)，式(4.4)は式(4.5)，式(4.6)となる。

$$T_f = T_{fmax} \sin \theta \text{ [Nm]} \quad (4.5)$$

$$T_h = -T_{hmax} \sin \theta \text{ [Nm]} \quad (4.6)$$

(2) 遊脚側通常使用範囲： θ_{fp}

保持脚側通常使用範囲： θ_{hp}

遊脚・保持脚とも最大角度は $(\pi/2)$ [rad]であるが、通常歩行で $(\pi/2)$ [rad]まで股関節角度が上がることは稀である。股関節角度が $(\pi/2)$ [rad]以下で十分なアシストが得られるよう、通常使用範囲で最大出力を可能とするためのパラメータである。式(4.5)，式(4.6)にこの条件を付加すると式(4.7)，式(4.8)となる。

$$T_f = \begin{cases} T_{fmax} & \text{if } (\theta > \theta_{fp}) \\ T_{fmax}(\sin \theta \div \sin \theta_{fp}) & \text{else} \end{cases} \quad (4.7)$$

$$T_h = \begin{cases} T_{hmax} & \text{if } (\theta > \theta_{hp}) \\ T_{hmax}(\sin \theta \div \sin \theta_{hp}) & \text{else} \end{cases} \quad (4.8)$$

(3) 遊脚戻り角度： θ_{fb}

屈曲側に振上げられた遊脚は、股関節角度が一定値を超えたところから屈曲を止めて伸展を開始する。そのためこの時点でアシストを切る必要がある。このアシストを切る角度をパラメータ「遊脚戻り角度 θ_{fb} 」とすると、出力トルクは式(4.9)となる。

$$T_f = \begin{cases} T_f & \text{if } (\theta < \theta_{fb}) \\ 0 & \text{else} \end{cases} \quad (4.9)$$

(4) 不感帯： θ_n

股関節角度が小さくアシスト効果が期待できない範囲については、不用意な電池の消耗を抑えるためアシストを切る。このアシスト効果が期待できない範囲を、パラメータ「不感帯 θ_n 」とする。パラメータ「不感帯 θ_n 」を加味した遊脚・保持脚の出力トルクは式(4.10)，式(4.11)となる。

$$T_f = \begin{cases} 0 & \text{if } (\theta < \theta_n) \\ T_f & \text{else} \end{cases} \quad (4.10)$$

$$T_h = \begin{cases} 0 & \text{if } (\theta < \theta_n) \\ T_h & \text{else} \end{cases} \quad (4.11)$$

(5) 加速時間： T_a

アシストトルクの基本式，式(4.1)，式(4.2)に示すように，アシストに必要なトルクは股関節角度とともに増加する．しかしこの特性では股関節角度の小さい遊脚期直前の遊脚を進展から屈曲へ切り替える期間の引き上げ方向のトルクが不足する．そのため遊脚開始直後の一定期間，遊脚側最大出力(T_{fmax})を出力して進展から屈曲への切り替えをアシストする．この一定時間をパラメータ「加速時間 T_a 」として加味すると，式(4.12)の条件がアシスト出力決定に追加となる．

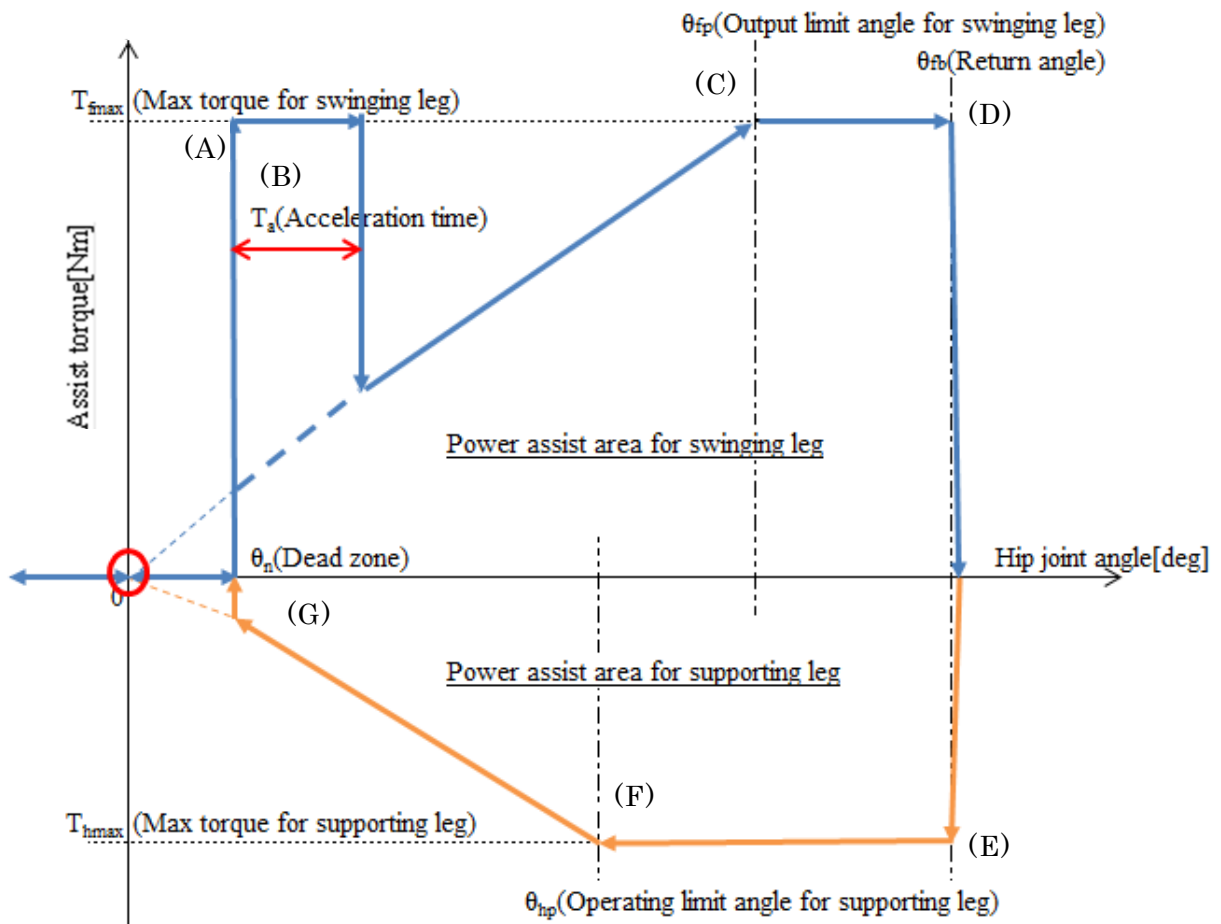


Fig.4.8 Output behavior assist torque for walking motion

$$T_f = \begin{cases} T_{fmax} & \text{if } (T < T_a) \\ T_f & \text{else} \end{cases} \quad (4.12)$$

本項では歩行におけるアシストトルクを，装着者に合わせて調整するためのパラメータ(1)から(5)を使って，式(4.3)から式(4.12)にて定式化する．またパラメータ(1)から(5)と股関節角度の関係を図 4.8 に纏める．図 4.8 に示すように(A)遊脚開始とともに(B)に示す(1)遊脚側最大出力(T_{fmax}) を(5)加速時間(T_a) のあいだ出力する．その後出力トルクを股関節角度に従って，(C)の(2)遊脚側通常使用範囲(θ_{fp}) を上限に増加する．股関節角度が(D)の(3)遊脚戻り角度(θ_{fb}) に達するとアシストを切って(E)保持脚制御の準備に入る．保持脚では(F)の(2)保持脚側通常使用範囲(θ_{hp}) を上限に，股関節角度の減少にともなって出力トルクを減少する．(G)の股関節角度が(4)不感帯(θ_n) 以下となった時点で出力トルクを切り，歩行アシストを終了する．

4.2.5 実際の歩行アシスト率

前項までで，2通りの手法でアシスト量を示した．一つは式(4.1)，式(4.2)で示した装着者の身体的特徴から求めるものであり，もう一つは式(4.3)，式(4.4)で示したモータの最大出力トルクから計算するものである．本パワーアシストスーツは装着者の力の範囲内でアシストをおこなう．そのため，装着者の要求するアシスト量に対して，モータのアシスト率は 100%を切ることが考えられる．ここでは装着者の身体的特徴から要求されるアシスト量とモータによるアシスト率の関係を試算する．試算にあたって装着者の身体的特徴を，体重 60kg，伸張 170cm，片脚の荷重を体重の 18.5%とする．

第 2 章表 2.3 に示した股関節モータの最大出力トルクは 28[Nm]である．手足を伸ばした直立状態とすると，式(4.1)において， $L_f=0.5[m]$ ， $m_f=60*0.185=11.1[kg]$ ， $g=9.8$ より，遊脚アシストで必要とされるトルク T_f は， $T_f=0.5*60*0.185*9.8*\sin\theta$ より， $T_f=54\sin\theta$ となる．ここで 100%アシストできる股関節角度 θ の範囲は，

$$54 \sin \theta < 28 \quad (4.13)$$

で求めることができる．

同様に保持脚の場合は，保持脚以外の荷重が重心位置に集まっていると仮定し，股関節から重心までの距離を 0.2m とすると，式(4.2)において， $L_h=0.2[m]$ ， $m_h=60*0.185=48.8[kg]$ ， $g=9.8$ より，保持脚アシストで必要とされるトルク T_h は， $T_h=0.2*60*0.185*9.8*\sin\theta$ より $T_h=96*\sin\theta$ となる．この場合 100%アシストできる股関節角度 θ の範囲は，

$$96 \sin \theta < 28 \quad (4.14)$$

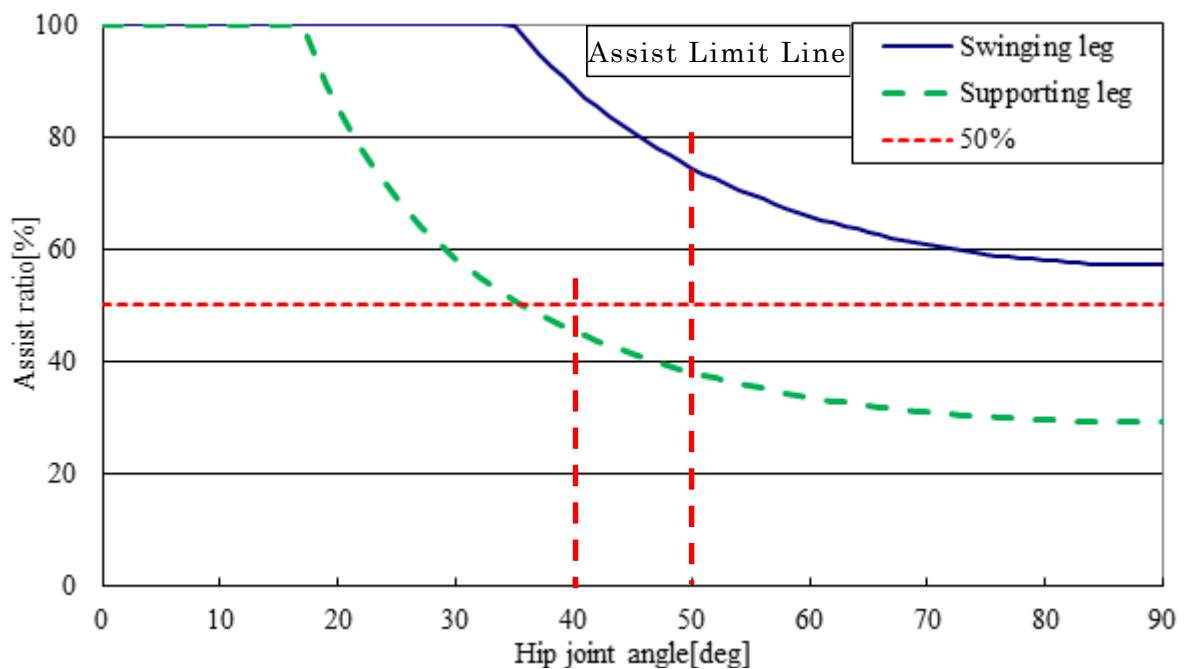


Fig.4.9 Hip joint angle and assist ratio

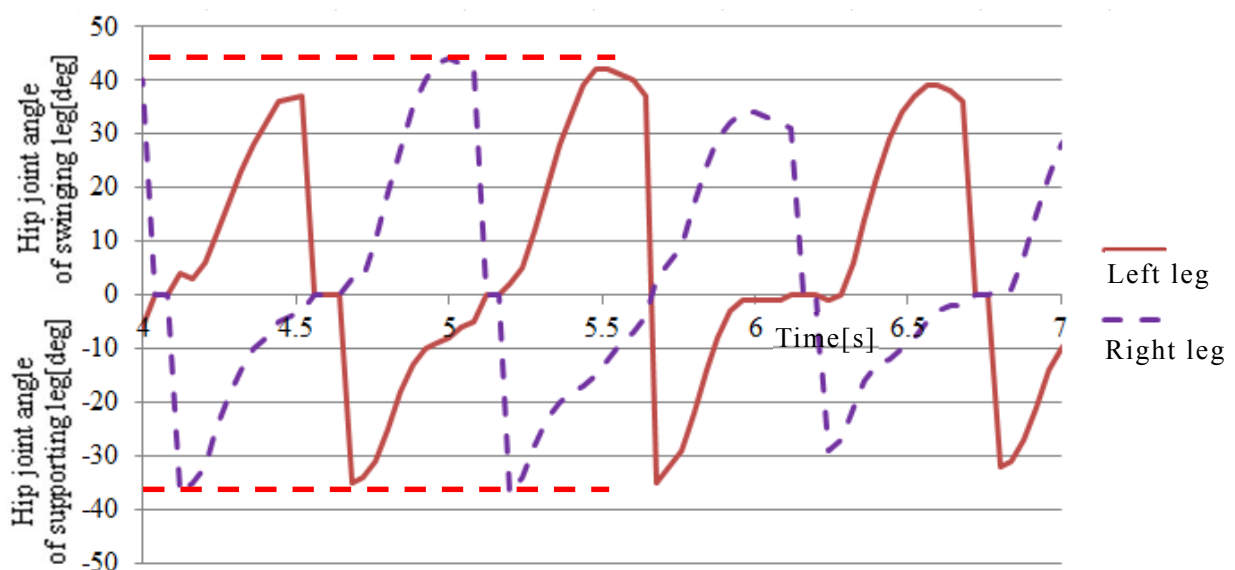


Fig.4.10 Measured hip joint angles of swinging leg(plus side) and supporting leg(minus side)

となる．式(4.13) 式(4.14)より遊脚と保持脚のアシスト可能範囲をグラフ化したものを図 4.9 に示す．この図では股関節角度を 90[deg]まで表示しているが，図 4.10 の例に示すように，人の歩行による股関節角度の最大値は，遊脚で 50[deg]前後，保持脚では 40[deg]以下となる．図 4.9 より，本スーツの場合，装着者の要求するアシスト量に対し，遊脚側で約 70%，保持脚側で約 40%のアシストが可能であることが分かる．

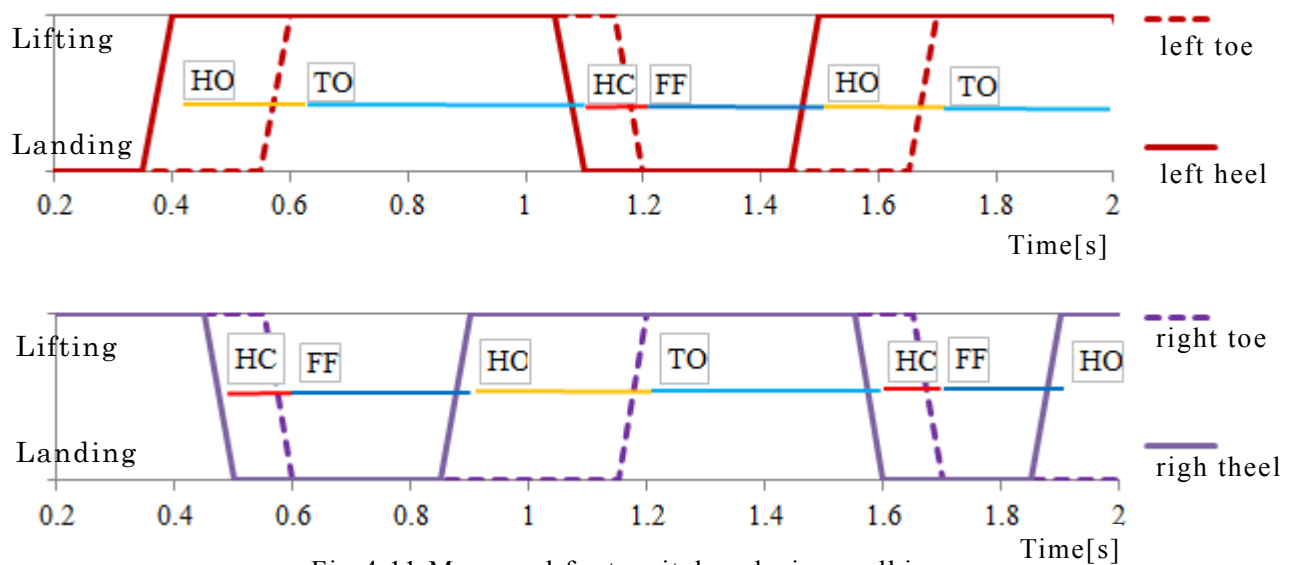


Fig.4.11 Measured foot switches during walking

パワーアシストスーツが快適なアシストを行うため、前章では、一定時間装着者の動作を解析する手法で歩行意図を推定する手法について述べた。本項では適切な歩行アシストを行うために、適切にアシストスーツの出力量を決定するための計算手法について述べた。次項では装着者の意図に沿った適切な制御を開始するアシストトリガと、計算したアシストトルクを出力するための制御フローについて述べる。

4.2.6 歩行アシストトリガ

推定し計算した出力トルクも、適切な出力開始タイミングと適切な出力手順(フロー)が明確になっていないと、装着者に違和感を与え装着者の負担となる。まず遊脚と保持脚の制御を開始するタイミング(アシストトリガ)について述べる。

図 4.11 に実際に両踵と爪先のフットスイッチからの得た脚底の接離データを示す。人の歩容は「HC(踵接地)→FF(フットフラット)→HO(踵離れ)→TO(爪先離れ)→HC(踵接地)」の繰り返しである。TO(爪先離れ)から HC(踵接地)までが脚が床から離れており遊脚となる。またこれと同時に反対側の脚は保持脚となっている。遊脚期の開始タイミングである TO(爪先離れ)が遊脚アシストの開始トリガとなるはずであるが、本アシストスーツでは以下の 2 つの理由により TO(爪先離れ)をトリガ点としない。

一つは前述の 4.2.1 で述べたように、両脚支持期を非アシストとしているためである。もう一つは TO(爪先離れ)をトリガ点とすると、装着者にアシストが遅れる違和感が発生するためである。

アシスト遅れの違和感は図 4.3、図 4.4 に見られる荷重の移動で説明できる。図 4.3、図 4.4 の②両脚支持期(図 4.11 では反遊脚側の HC(踵接地))に入った直後から、次の遊脚(左脚)は床反力の減少を始めている。これは左脚の筋肉が遊脚方向のトルクを発生し始めていることを示している。このトルクによって股関節は伸展から屈曲へと

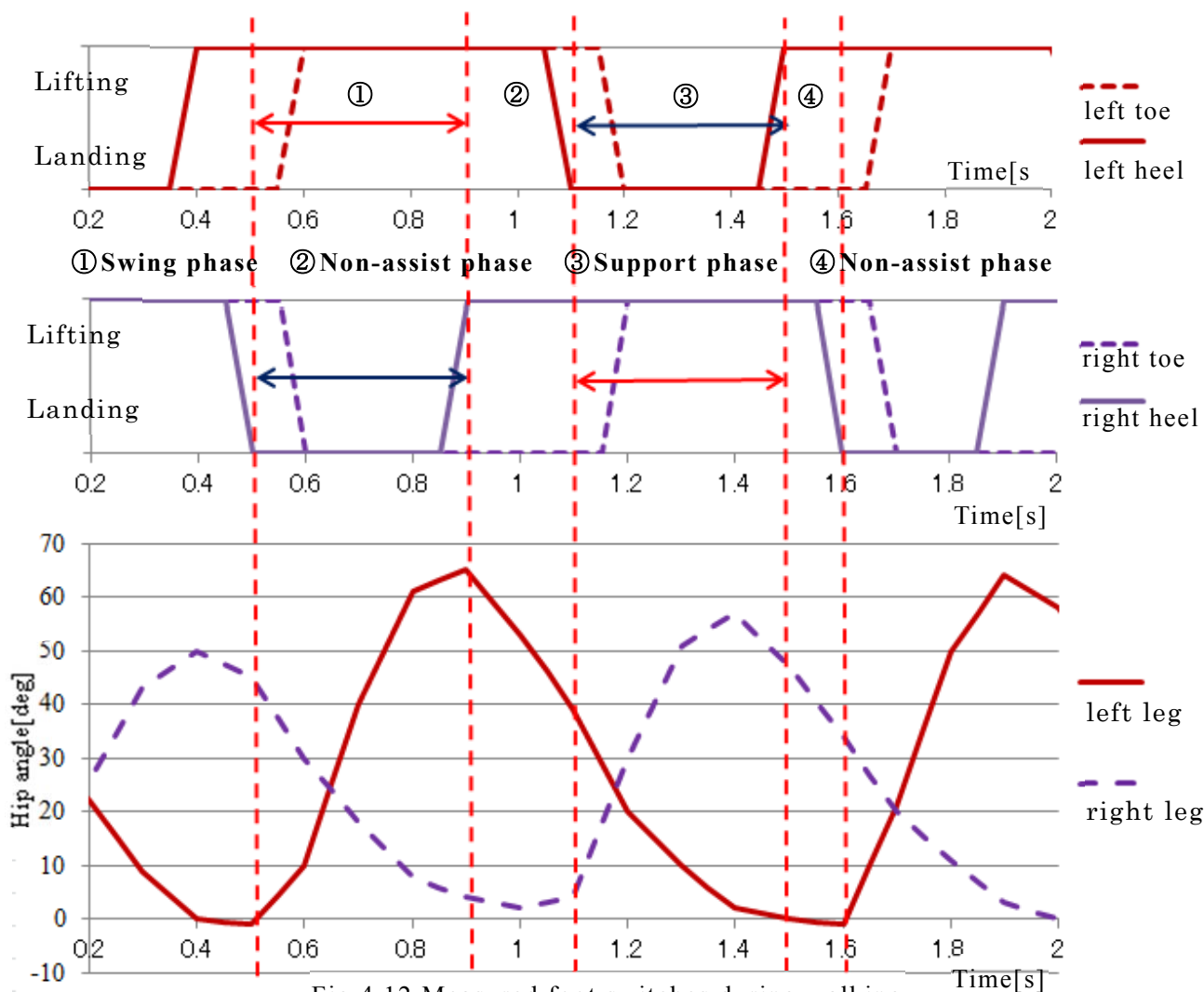


Fig.4.12 Measured foot switches during walking

向きを反転する．アシスト遅れの違和感を軽減するためには，この股関節の反転に必要な遊脚側トルクを発生する必要がある．そのため本スーツでは遊脚側の TO（爪先離れ）より早い，反遊脚側の HC（踵接地）を基準に遊脚のアシスト制御を開始している．ただし，もう一方の脚が既に遊脚期にある間は，危険防止のため脚の踵が離れてもその脚は遊脚期とはしない．FF（フットフラット）に入って既に遊脚期にある足が接地するまで待っている．また，FF（フットフラット）後の HO（踵離れ）以降は，既に遊脚期にある脚も振り下げを開始するため，遊脚方向のアシストは不要となり遊脚期を終了している．図 4.11 の接離情報に上記 2 つの理由を適用したものを図 4.12 に示す．図 4.12 の左脚に適用すると，①遊脚アシスト→②非アシスト→③保持脚アシスト→④非アシストを繰り返している．

本アシストスーツでは，反遊脚側の脚を保持脚側として遊脚制御と同時に保持脚制御をおこなっている．図 4.13 示すように，遊脚と保持脚をアシストするトルクの抗力は，

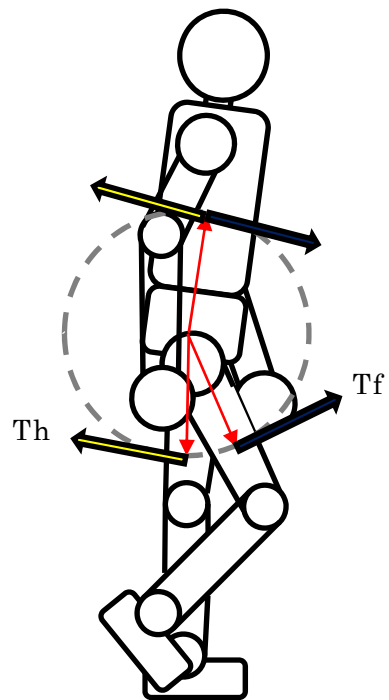


Fig.4.13 Assist torque and reaction torque

上体アシストアーム部を経由して胸部に発生する．両脚を逆方向に同時にアシストすることで抗力のバランスが取れ，アシストによる体の撓れを軽減している．

4.2.7 歩行制御フロー

前項の出力を開始するタイミング（アシストトリガ）検出後は、一連の手順（フロー）で装着者に違和感の無いアシストを開始する．歩行推定からアシスト出力までの一連の歩行制御フローを図 4.14 に示す．基本歩行制御フローは 4 つのステップで構成している．

まず、ステップ 71 にて装着者の姿勢情報の内、時々刻々変化する腰関節角度と床反力の有無を基に歩行推定をおこなう．次に、ステップ 72 では歩行時に必要とされる遊脚側トルクを計算する．さらに、ステップ 73 では歩行時に必要とされる保持脚側トルクを計算する．最後に、ステップ 74 にて、前章 3.2 で求めた歩行割合による補正を行った後に、歩行アシストに必要な左右股関節トルクを決定する．以下にステップ 72 及びステップ 73 の計算方法についての詳細を述べる．

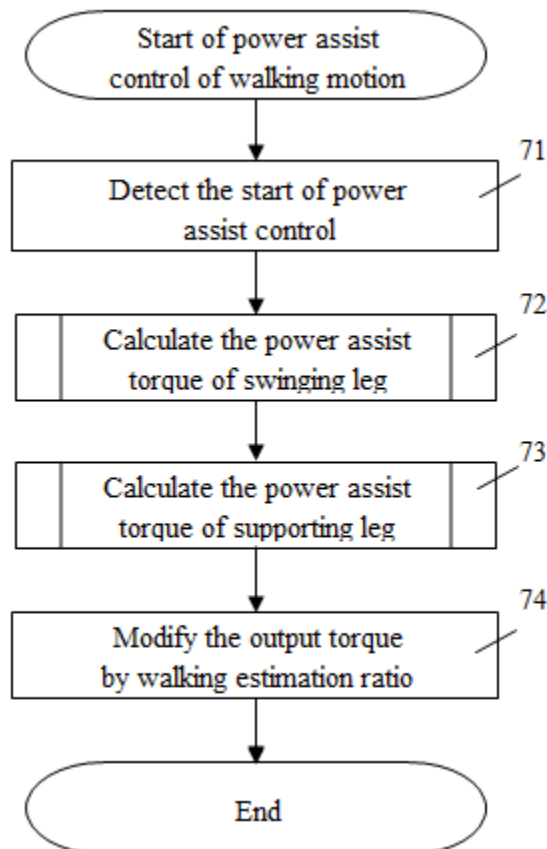


Fig.4.14 Flowchart of power assist control of walking motion

まず、ステップ 72 の歩行時に必要とされる遊脚側トルクの計算方法についての詳細フローを図 4.15 に示す。ステップ 131 にて「遊脚」と判断された場合は、股関節角度に応じた歩行に必要とされるトルクを順次出力するが、遊脚期が完了するとフローは終了となる。ステップ 132 にて装着者の姿勢情報の内、時々刻々変化する腰関節角度と床反力の有無を測定する。このとき踵 SW の浮きを検出すると脚の「遊脚開始トリガ」と判断し、ステップ 133 にて振上側にパラメータ T_{fmax} 「遊脚側最大出力」のトルクを、パラメータ T_a 「加速時間」の期間出力する。振り上げ初期に必要とされる加速トルクを確保する。ステップ 133 の加速トルク出力後も振上げ動作が続く場合は、ステップ 134 にてパラメータ T_{fmax} 「遊脚側最大出力」・パラメータ θ_{fp} 「遊脚側通常使用範囲」を基に、ステップ 132 にて読み込んだ腰関節角度に比例した振上側へのアシストトルクを出力する。

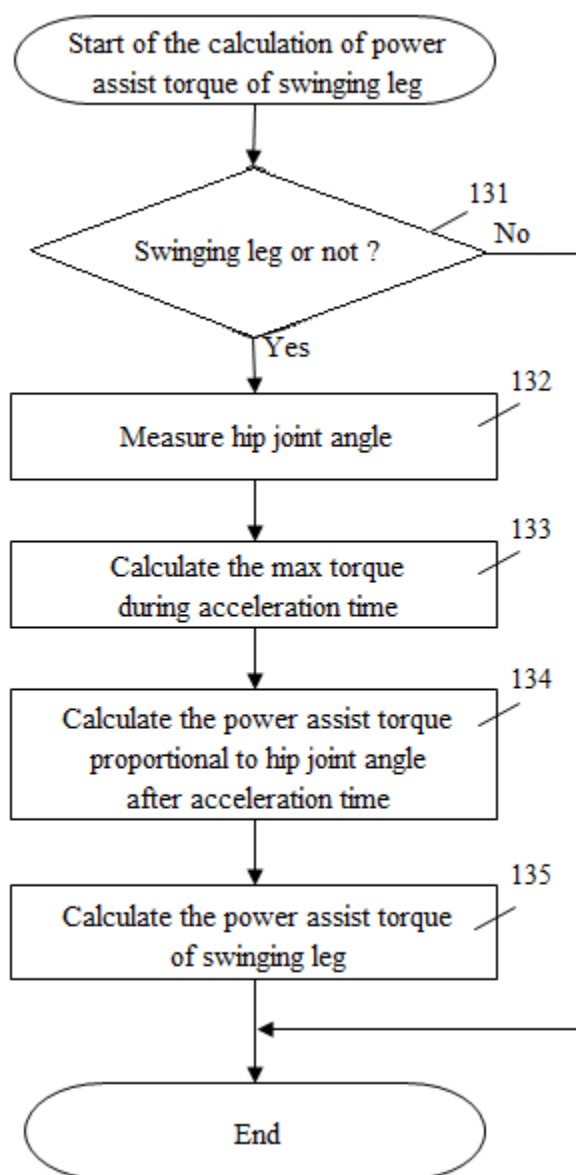


Fig.4.15 Flowchart of calculation of power assist torque of swinging leg

股関節角度がパラメータ θ_{fb} 「遊脚戻り角度」以上に到達すると、ステップ 135 にて遊脚側のアシストトルクを切る．股関節角度がパラメータ θ_n 「不感帯」以下となると、必要とされるアシストトルクが小さくアシスト効果が低いため、電池の消耗を抑えるため遊脚へのトルク出力を切るとともに、遊脚フローを終了する．

次にステップ 73 の歩行時に必要とされる保持脚側トルクの計算方法についての詳細フローを図 4.16 に示す．ステップ 75 にて「保持脚」と判断された場合は、直立姿勢を保持する方向にトルクを出力する．ステップ 76 にて股関節角度を読み込み、ステップ 77 にてパラメータ T_{hmax} 「保持脚側最大出力」・パラメータ θ_{hp} 「保持脚側通常使用範囲」を基に、股関節角度に比例した保持トルクを計算する．ここでも股関節角度がパラメータ θ_n 「不感帯」以下では、電池消耗の防止のためトルク出力を切るとともに、保持脚制御を終了する．

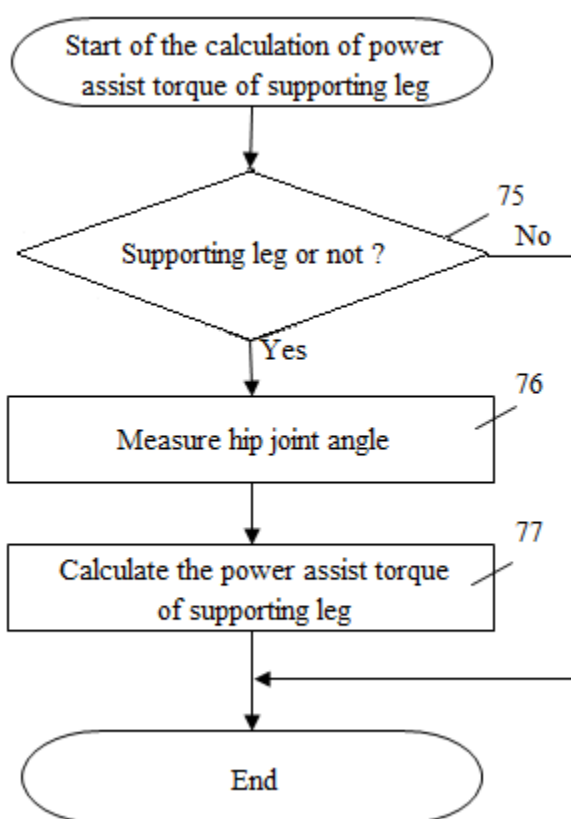


Fig.4.16 Flowchart of calculation of power assist torque of supporting leg

4.2.8 歩行トルク出力

これまで歩行アシストについて、適切な出力量を適切なタイミングで出力する新たな手法について述べてきた．ここでは図4.17に示すようにパワーアシストスーツを装着した状態で歩行動作を行い，モニタシステムによって得られたデータを使って，適切なタイミングで適切なアシストトルクが出力されることを確認する．

検証結果を図 4.18 から図 4.20 に，その時使った装着者のパラメータを表 4.2 から表 4.4 に示す．被験者 A, B, C はいずれも健常な 20 歳代男性である．いずれのデータも①遊脚開始と同時に遊脚側トルクが出力されている．②遊脚側最大出力はパラメータ「遊脚側最大出力： T_{fmax} 」に保持脚側最大出力はパラメータ「保持脚側最大出力： T_{hmax} 」に制御されている．③遊脚開始からパラメータ「加速時間： T_a 」の間，股関節反転のための加速トルクが出力されている．④パラメータ「遊脚戻り角度： θ_{fb} 」以降はアシストを切っている．⑤両脚保持期は非アシストとなっている．

パワーアシストスーツを装着しての検証により，力学的計測信号がアシスト開始トリガとして機能していることを確認した．また出力されるアシストトルクは，各パラメータより計算された適切なものとなっている．



Fig.4.17 Picture of walking motion

Table 4.2 Parameters of subject A

No.2012830-162638-534-542						
Max torque of swinging leg [%]	Max torque of supporting leg [%]	Operating limit angle of swinging leg [deg]	Operating limit angle of supporting leg [deg]	Return angle of swinging leg [deg]	Dead zone [deg]	Acceleration time [s]
80	60	30	30	30	0	0.2

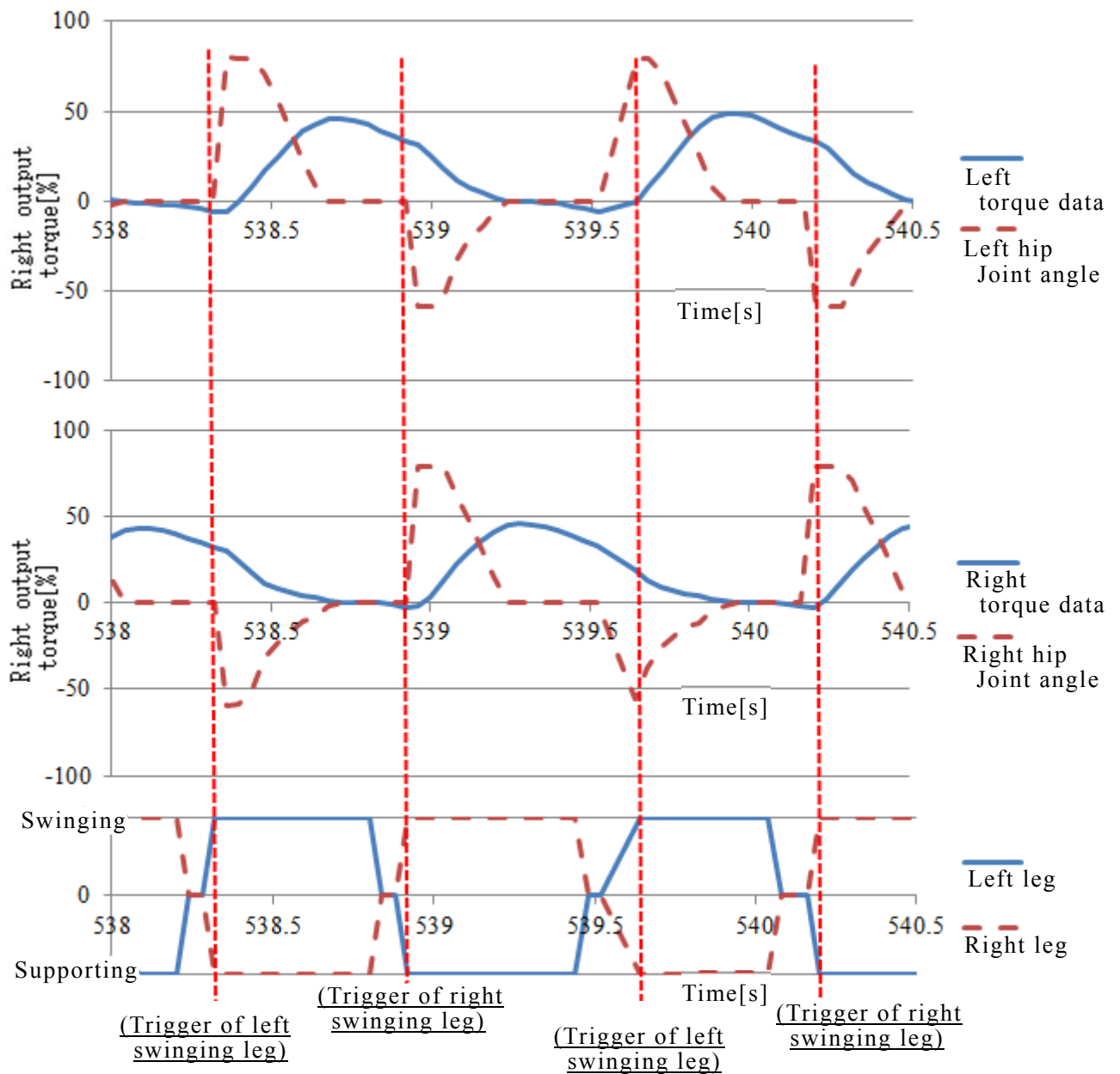


Fig.4.18 Walking data by subject A

Table 4.3 Parameters of subject B

No. 2012830-162638-558-566						
Max torque of swinging leg [%]	Max torque of supporting leg [%]	Operating limit angle of swinging leg [deg]	Operating limit angle of supporting leg [deg]	Return angle of swinging leg [deg]	Dead zone [deg]	Acceleration time [s]
80	60	30	30	30	0	0.1

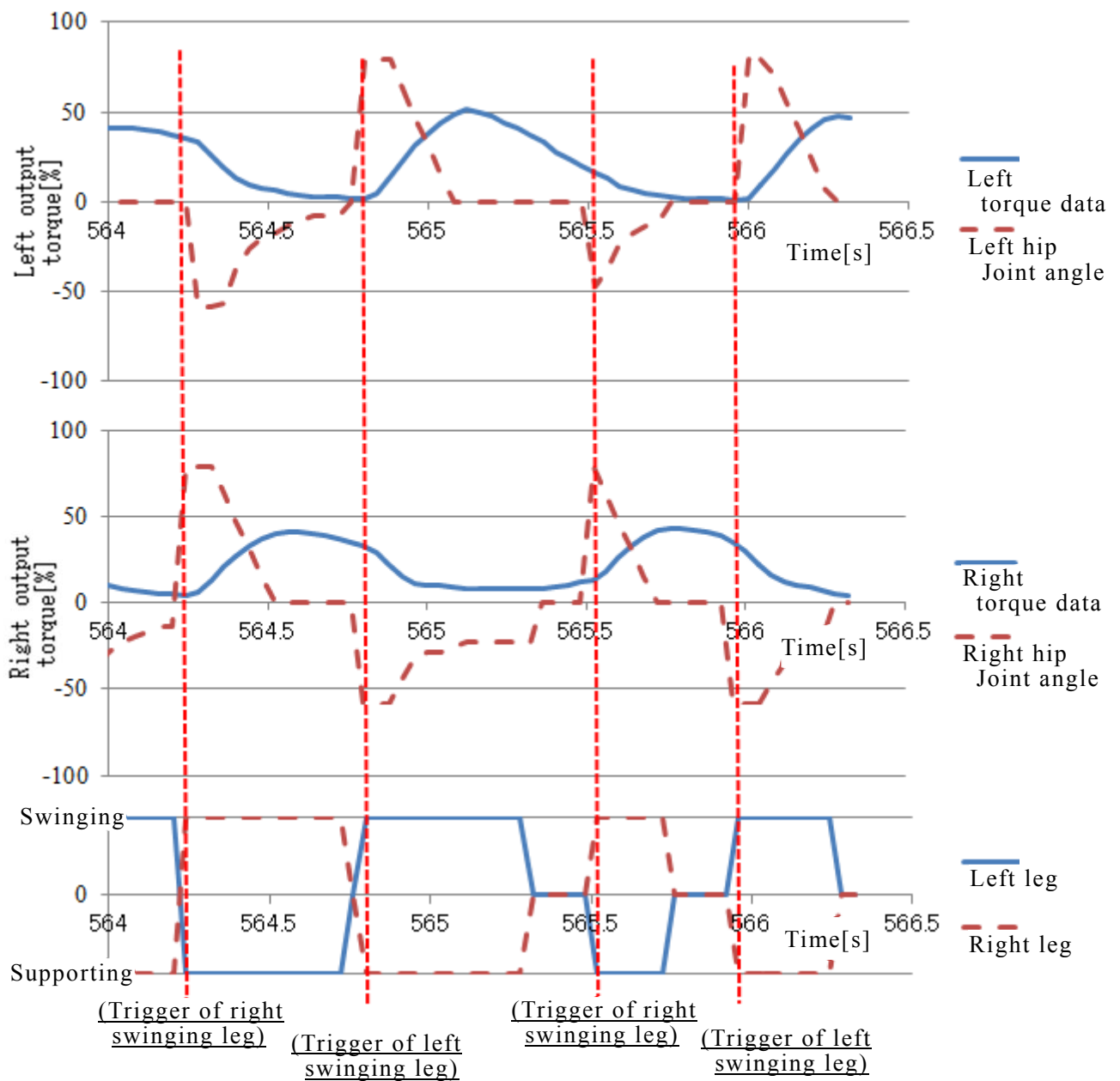


Fig.4.19 Walking data by subject B

Table 4.4 Parameters of subject C

No. 20130607-1137-49-36-44						
Max torque of swinging leg [%]	Max torque of supporting leg [%]	Operating limit angle of swinging leg [deg]	Operating limit angle of supporting leg [deg]	Return angle of swinging leg [deg]	Dead zone [deg]	Acceleration time [s]
84	60	30	30	30	0	0.2

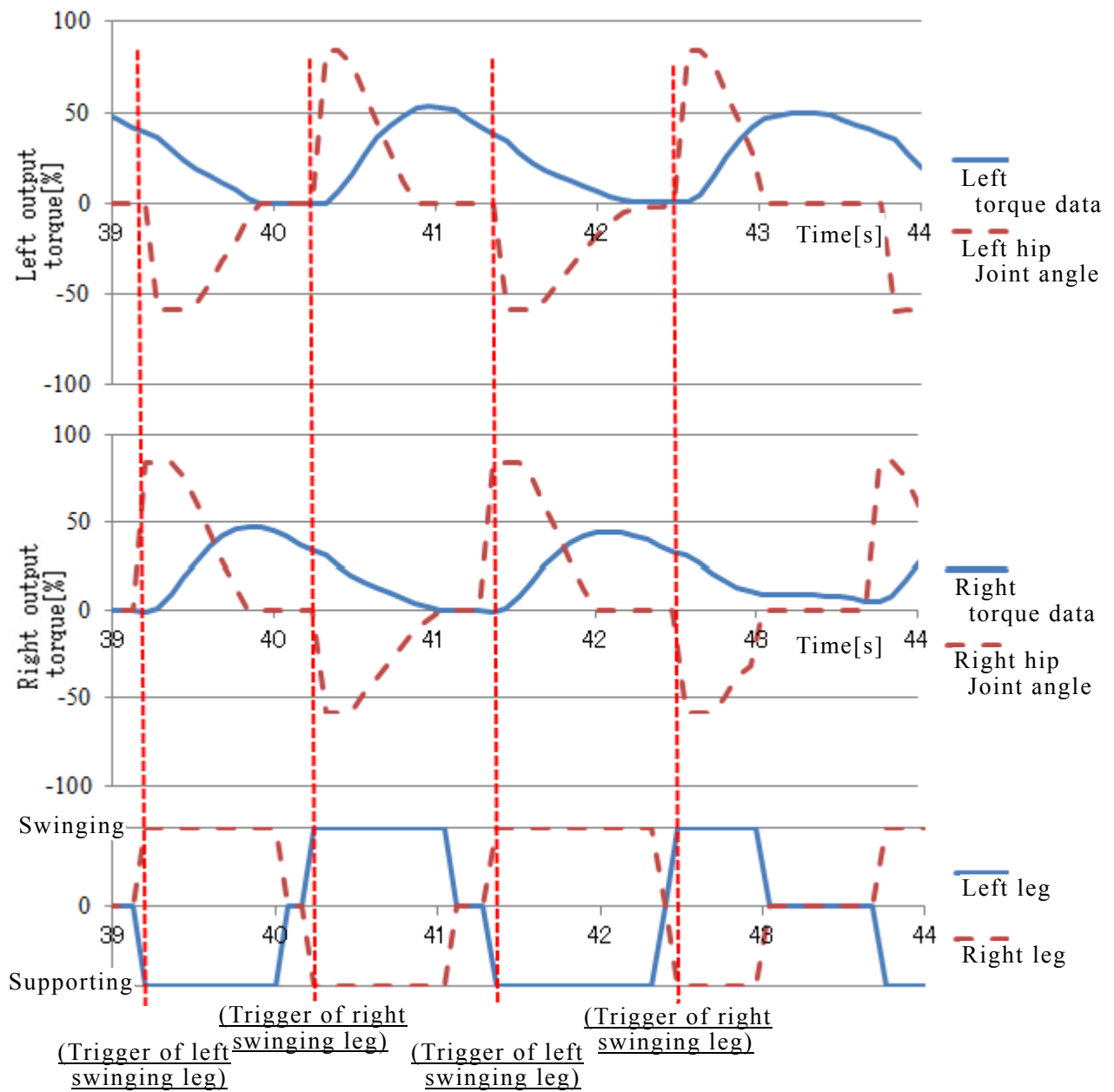


Fig.4.20 Walking data by subject C

4.3 持ち上げアシスト出力の計算手法

快適なアシストを行うには、パワーアシストスーツが装着者と同時に動き、アシストしなければならない。持ち上げアシストでは、歩行アシストより大きなアシストトルクを、装着者が持ち上げを開始する一瞬に合わせて出力する高速応答性が求められる。応答の遅れは股関節から腰椎への負担となる。

東京理科大学の人工筋肉を使用した人間の動きをサポートする動作補助ウェア「マッスルスーツ」では、手がふさがるとスイッチ操作ができないことから、加速度や呼気のパターンで動作の始まりを検知し、音声での指示や顎や頬などを触れるだけの静電センサなどで種々の操作が可能となっている⁽⁴⁰⁾。このように健常者を対象とした作業支援用では、スイッチ操作⁽³⁰⁾や音声⁽³¹⁾により出力量と出力タイミングを指示する方式が多い。しかし指示デバイスの位置調整や作業以外の指示そのものの煩雑性や、記憶できる指示パターンにも限界があるなどの問題点が指摘されている。

前項では歩行アシストについて新たに力学的計測信号から動作状態を判断してアシスト制御に反映する手法を提案したが、本項では持ち上げアシストについて力学的計測信号から動作状態を判断してアシスト制御に反映する手法を述べる。この力学的計測信号は手袋に実装されたスイッチの状態と、股関節に実装された AC サーボモータより得られる股関節角度の信号である。これらの信号より装着者の運動を解析することによって動作状態を判断し、適切な出力量を適切なタイミングで出力することを可能とする。

4.3.1 持ち上げに必要なアシストトルク

本項ではまず重量物持ち上げに必要なアシストトルクについて述べる。図 4.21 に示すように、まず股関節アシストモータのエンコーダより動作股関節角度 θ を求める。持ち上げる重量物の質量を $m_l[\text{kg}]$ 、股関節からの距離を $L_l[\text{m}]$ とすると、質量 m_l を持ち上げアシストするのに必要なトルク T_l は、

$$T_l = -L_l m_l g \sin \theta [\text{Nm}] \quad (4.15)$$

となる。遊脚側を正としたため、持ち上げ側のアシストトルクは負となる。このとき $[L_l m_l g]$ は比例定数であり、装着者によって決まる固定値である。この値を持ち上げの状況に応じて与えることによって、アシストトルクを決定している。ただし、左右 2 台のモータの合力でアシストするため、1 台当たりのアシストトルクは $T_l/2$ となる。

次項から装着者の持ち上げ状態に応じたアシストトルクの決定手法の詳細を述べる。

4.3.2 持ち上げアシストトルクの決定

式(4.15)で求めたアシストトルクは質量と股関節角度のみによって決まる静的なアシストトルクである。しかし実際の持ち上げでは、安全のため、装着者の持つ力に応じた

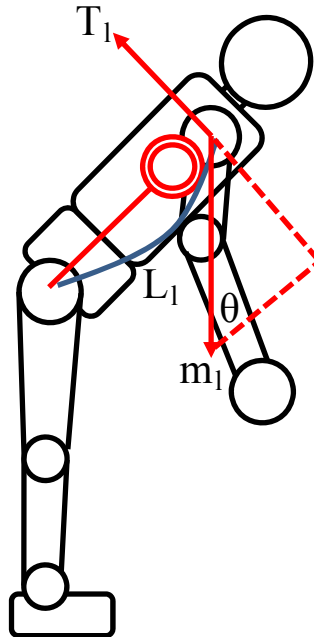


Fig.4.21 Lifting-up torque

最大出力トルクの設定や，持ち上げ状況に応じた加速トルクが必要となる．ここでは装着者に違和感のないアシストをおこなうための，新しいアシストトルクの決定手法を提案する．

持ち上げで必要とされるトルクと股関節角度 θ との関係は，式(4.15)で与えられるが，モータ出力を人の力の範囲内としているため，アシスト出力の最大値はモータ最大出力の制約を受ける．モータの最大出力トルクを TM_{max} とすると，持ち上げアシストトルクとして供給できる最大トルク T_l はモータ 2 台分として式(4.16)となる．

$$T_l = -2 \times TM_{max} \sin \theta \text{ [Nm]} \quad (4.16)$$

このとき $[-2TM_{max}]$ は比例定数であり，装着者によって決まる固定値である．持上げ制御では，この値をパラメータとして与えることによって，アシストトルクを決定する．しかし，装着者が必要とするアシストトルクは，装着者個々の持ち上げ状況によって違いがある．装着者に違和感の無いアシストを実現するため，本スーツでは装着者個々の特性を 4 個のパラメータで与え，持ち上げ状況に合わせて適宜調整することで，装着者にとって違和感のないアシストを実現している．以下に個々のパラメータ(1)から(4)について述べる．

(1) 持ち上げ最大出力： T_{lmax}

装着者の安全のため，最大出力を装着者の力の範囲内に調整するためのパラメータである．最大出力トルクをパラメータで規定すると，式(4.16)は式(4.17)となる．

$$T_l = -T_{lmax} \sin \theta \text{ [Nm]} \quad (4.17)$$

(2) 持ち上げ通常使用範囲： θ_{lp}

持ち上げ動作の最大角度は $(\pi/2)$ [rad]であるが，股関節角度が $(\pi/2)$ [rad]以下でも十分なアシストが得られるよう，通常使用範囲で最大出力を可能とするためのパラメータである．式(4.17)に条件を付加して式(4.18)となる．

$$T_l = \begin{cases} -T_{lmax} & \text{if } (\theta > \theta_{lp}) \\ -T_{lmax}(\sin \theta \div \sin \theta_{lp}) & \text{else} \end{cases} \quad (4.18)$$

(3) 不感帯： θ_n

股関節角度が小さくアシスト効果が期待できない範囲については，不用意な電池の消耗を抑えるためアシストを切る．このアシスト効果の期待できない範囲を，パラメータ「不感帯 θ_n 」とした．持ち上げ出力トルクに式(4.19)が追加となる．

$$T_l = \begin{cases} 0 & \text{if } (\theta < \theta_n) \\ -T_l & \text{else} \end{cases} \quad (4.19)$$

(4) 持ち上げ加速時間： T_{la}

式(4.16)に示すように歩行制御同様アシストに必要なトルクは股関節角度とともに増加する．しかしこの特性では重量物の持ち上げ開始直後に必要な加速トルクを出力できず，腰椎への負担となる．この時の加速をアシストするため，持ち上げ開始の一定時間持ち上げ最大出力(T_{lmax})のトルクを出力する．式(4.19)に条件を追加して式(4.20)となる．

$$T_l = \begin{cases} T_{lmax} & \text{if } (T < T_{la}) \\ -T_l & \text{else} \end{cases} \quad (4.20)$$

本項では持ち上げにおけるアシストトルクを，装着者に合わせて調整するためのパラメータ(1)から(4)を使って，式(4.17)から式(4.20)にて定式化する．またパラメータ(1)から(4)と股関節角度の関係を図4.22に纏める．図に示すように(A)持ち上げ開始とともに，(B)に示す(2)持ち上げ通常使用範囲(θ_{lp})と股関節角度で決まるトルクを(C)の(4)持ち上げ加速時間(T_{la})のあいだ出力する．加速時間中のトルクは持ち上げ開始時の股関節角度と(1)持ち上げ最大出力(T_{lmax})によって決まる．その後出力トルクを股関節角度に従って減少する．股関節角度が(D)の0[deg]となるか(3)不感帯(θ_n)以下となった時点で出力トルクを切り，持ち上げアシストを終了する．

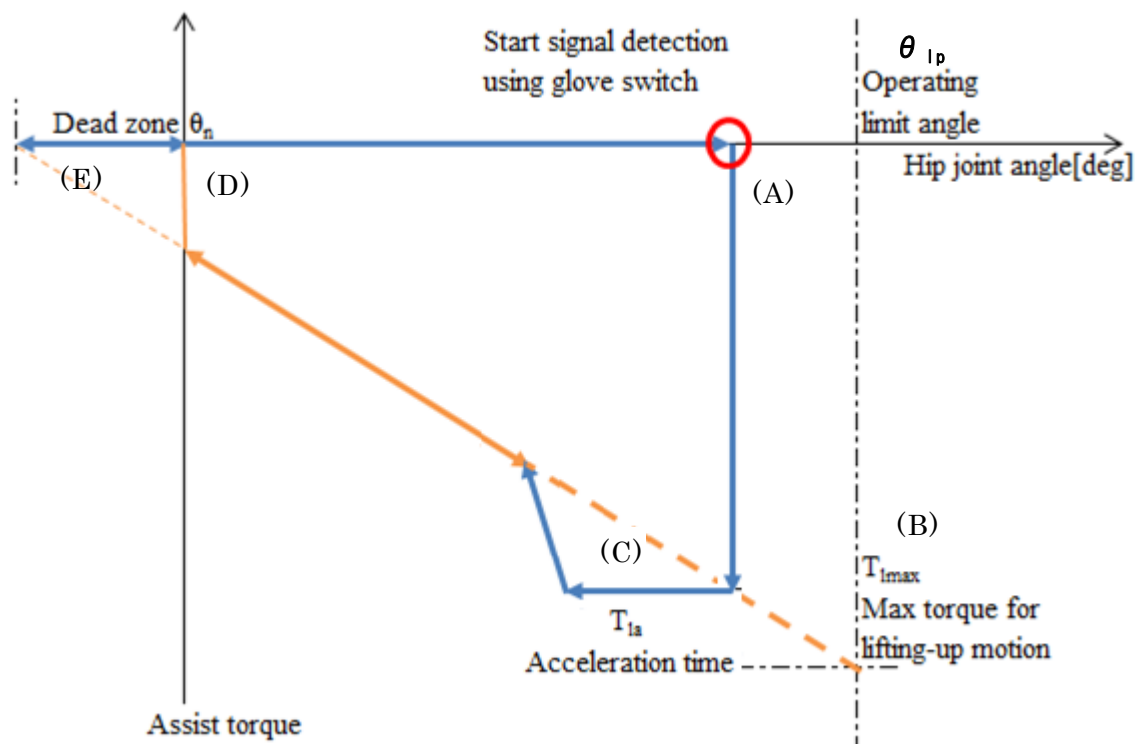


Fig.4.22 Output behavior of assist torque for lifting-up motion

4.3.3 実際の持ち上げアシスト量

前項までで、2通りの手法でアシスト量を示した。一つは式(4.15)で示した装着者の身体的特徴から求めたものであり、もう一つは式(4.16)で示したモータの最大出力トルクから計算したものである。本パワーアシストスーツは装着者の力の範囲内でアシストをおこなう。そのため、装着者の要求するアシスト量に対して、モータのアシスト量が不足することが考えられる。ここでは装着者が持ち上げ可能な荷重の大きさと、モータの最大出力トルクの関係を示す式(4.15)を使って持ち上げ可能な荷重の大きさを試算する。試算にあたってモータの最大出力トルク $T_l=28*2[\text{Nm}]$ 、股関節からの距離 $L_l[\text{m}]=0.5[\text{m}]$ 、動作股関節角度 $\theta=\pi/2[\text{rad}]$ とした。これより持ち上げ可能な重量物の質量は $M_l=11.43[\text{kg}]$ となる。つまり約 10kg 分の持ち上げアシストが可能なが分かる。

パワーアシストスーツが快適なアシストを行うために、前章では一定時間装着者の動作を解析する手法で持ち上げ意図を推定する手法について述べた。また本項では適切な持ち上げアシストを行うために、適切にアシストトルクの出力量を決定するための計算手法について述べた。次項では計算したアシストトルクを出力するための制御フローについて、また装着者の意図に沿った適切な制御を開始するアシストトリガについて述べる。

4.3.6 持ち上げアシストフロー

持ち上げ動作では，図 3.26 に示すステップ 83 で装着者の持ち上げ意図を検出した時点で，股関節角度に応じた持ち上げに必要なアシストトルクを計算する．持ち上げアシストを実行するための制御フローを図 4.23 に示す．

上体制御に必要なトルクはステップ 91 から 93 で計算する．ステップ 91 の持ち上げ制御開始直後のパラメータ「持ち上げ加速時間： T_{la} 」内では，パラメータ「持ち上げ最大出力： T_{lmax} 」とパラメータ「持ち上げ通常使用範囲： θ_{lp} 」をもとに計算された股関節角度に応じた最大トルクを出力する．ステップ 92 にて，パラメータ「持ち上げ加速時間： T_{la} 」の経過を確認する．パラメータ「持ち上げ加速時間： T_{la} 」経過後はステップ 93 にて，股関節角度に応じたアシストトルクを出力し，パラメータ「不感帯： θ_n 」に達した時点で持ち上げ制御を終了する．

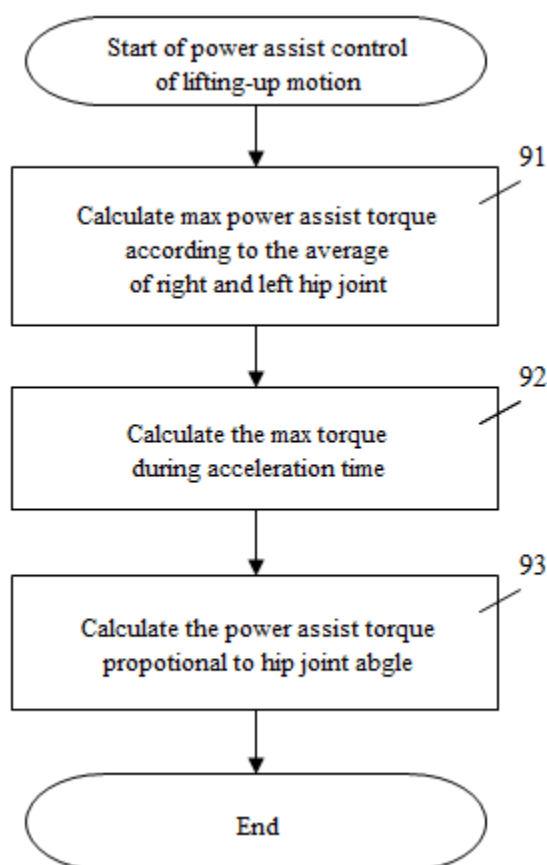


Fig.4.23 Flowchart of power assist control of lift-up motion



Fig.4.24 Picture of lifting-up motion

4.3.7 持ち上げトルク出力

これまで持ち上げアシストについて、適切な出力量を適切なタイミングで出力する新たな手法について述べてきた．ここでは図4.24に示すようにパワーアシストスーツを装着した状態で持ち上げ動作を行い、モニタシステムによって得られたデータを使って、適切なタイミングで適切なアシストトルクが出力されることを確認する．

検証結果を図4.25 から図4.28 に、その時使った装着者のパラメータを表4.5から表4.8に示す．被験者A, B, C, Dはいずれも健常な20歳代男性である．いずれのデータも①出力トルクは両手袋スイッチのONタイミングと同時に出力されている．②持ち上げ最大出力はパラメータ「持ち上げ最大出力： T_{lmax} 」に制御されている．③出力開始からパラメータ「持ち上げ加速時間： T_{la} 」の間、加速トルクが出力されている．④パラメータ「不感帯： θ_n 」以下となった時点でアシストを切っている．

パワーアシストスーツを装着しての検証により、股関節モータに実装されたエンコーダと手袋スイッチからの力学的計測信号が、アシスト開始トリガとして機能していることを確認した．また出力されるアシストトルクは、各パラメータにより決定された適切なものとなっている．

Table 4.5 Parameters of subject A

No.M20121226-1138-22-70-110			
Max torque of lifting-up [%]	Operating limit angle of lifting-up [deg]	Dead zone [deg]	Acceleration time [s]
95	90	0	1.2

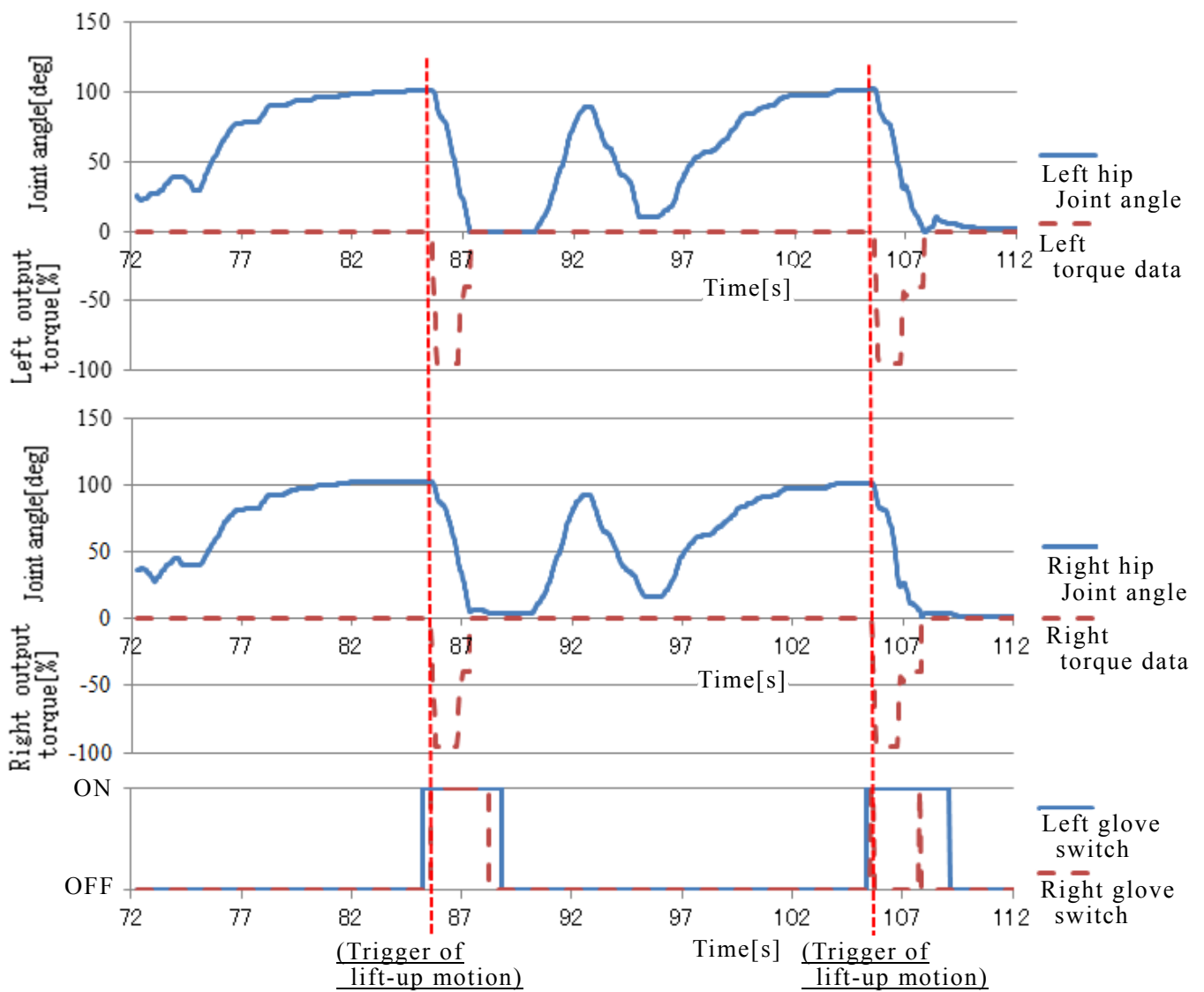


Fig.4.25 Lifting-up data by subject A

Table 4.6 Parameters of subject B

No.M20121226-1138-22-110-150			
Max torque of lifting-up [%]	Operating limit angle of lifting-up [deg]	Dead zone [deg]	Acceleration time [s]
95	90	0	1.0

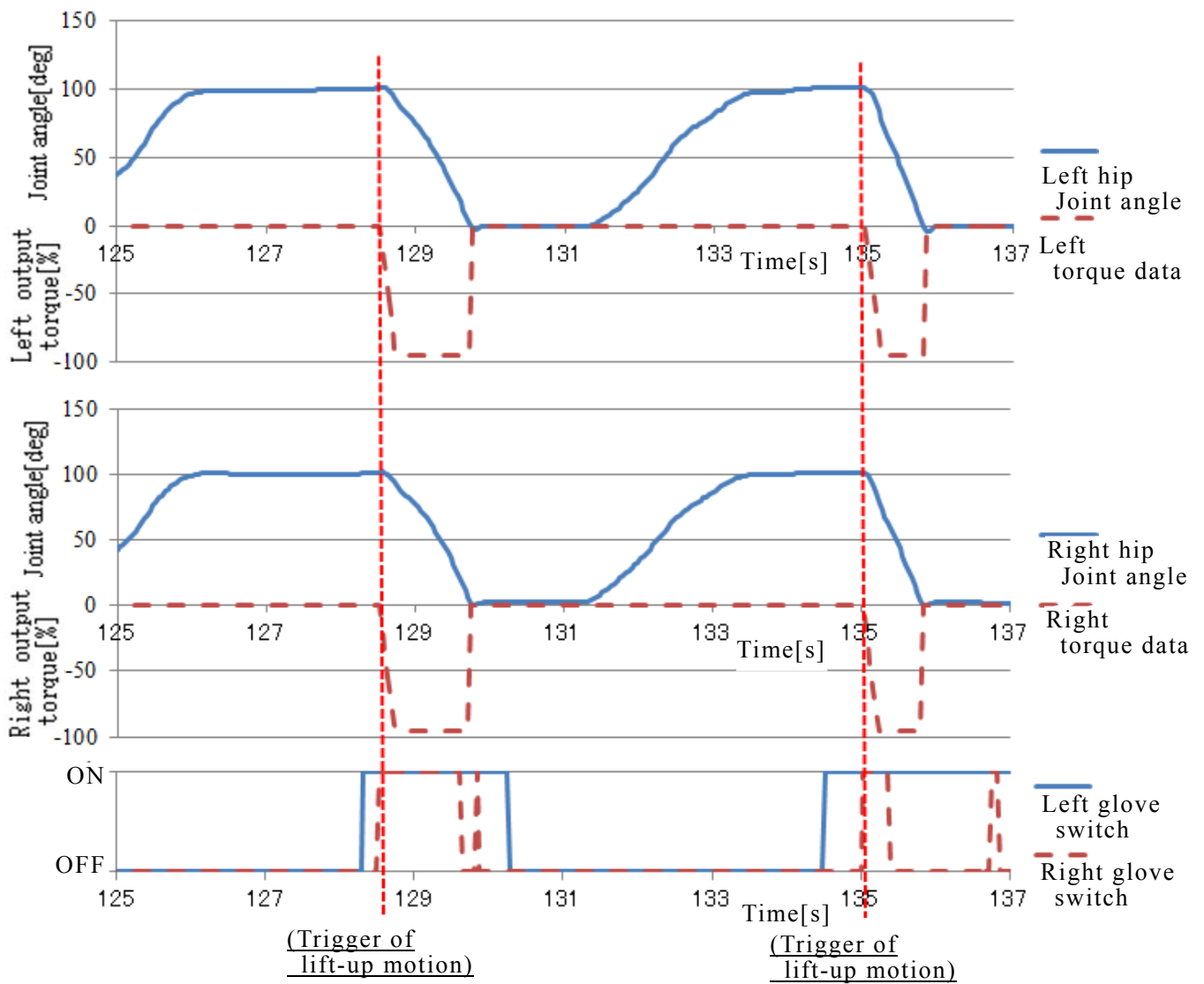


Fig.4.26 Lifting-up data by subject B

Table 4.7 Parameters of subject C

No.M20121226-1439-6-45-85			
Max torque of lifting-up [%]	Operating limit angle of lifting-up [deg]	Dead zone [deg]	Acceleration time [s]
95	90	0	1.2

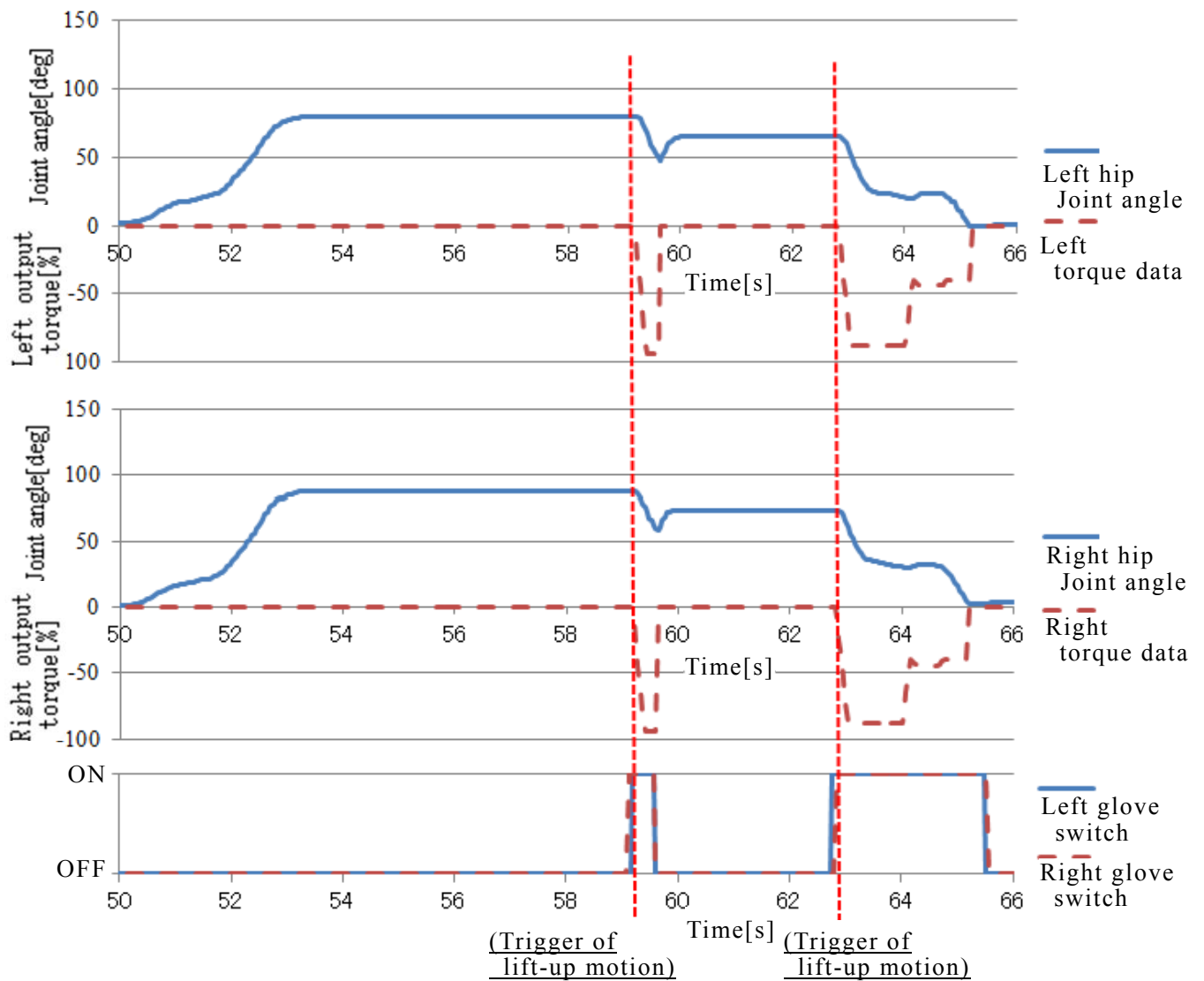


Fig.4.27 Lifting-up data by subject C

Table 4.8 Parameters of subject D

No.M20121226-1342-11-125-200			
Max torque of lifting-up [%]	Operating limit angle of lifting-up [deg]	Dead zone [deg]	Acceleration time [s]
95	90	0	2.0

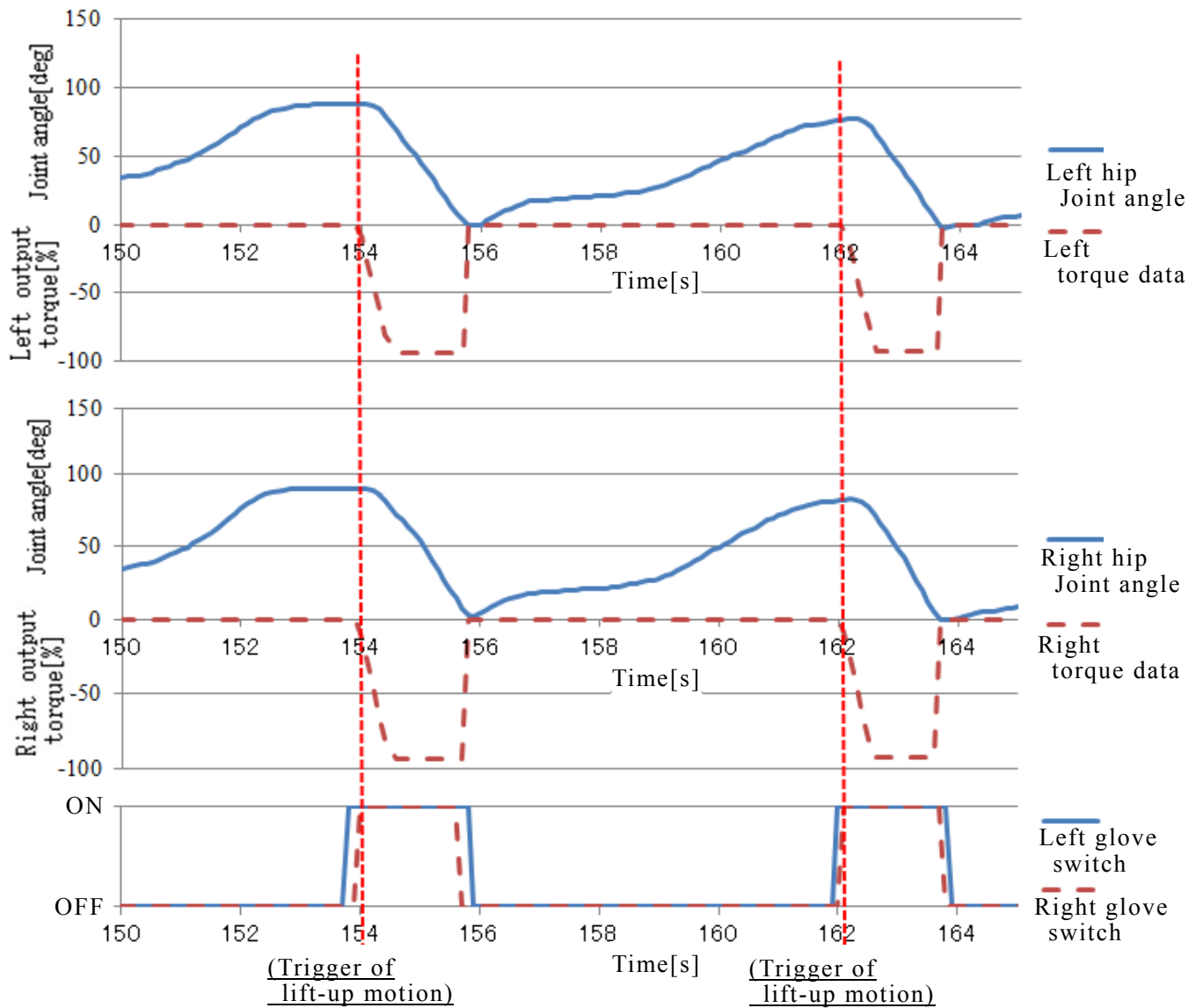


Fig.4.28 Lifting-up data by subject D

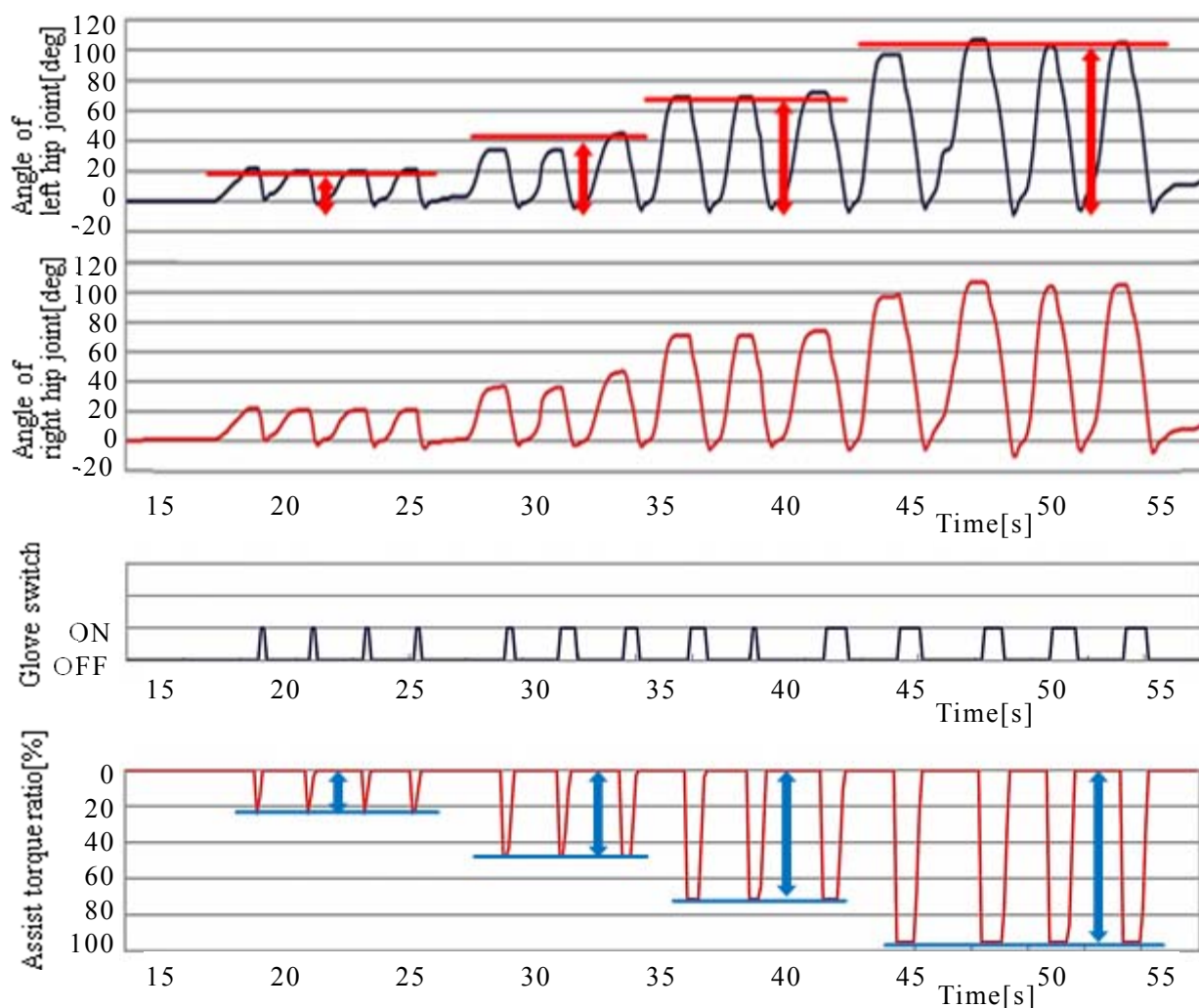


Fig.4.29 Lifting-up data by subject A

手袋スイッチの機能として、スイッチのON/OFFによるアシストトルクの出力/非出力の制御がある。図4.29は左右股関節の角度を変化させながら、手袋スイッチのON/OFFを繰り返しながら持ち上げ動作を行ったものである。手袋スイッチがONとなった時点で必要なトルクを再計算するため、上体の前傾角度（股関節角度）に応じたトルクが出力されていることがわかる。

4.4 歩行と持ち上げアシストの裁定制御

前章 3.3.1 に示すように、歩行の遊脚制御と持ち上げ制御では、股関節アシスト制御の向きが逆となる。そのため両方の制御を同時に実行することはできない。歩行から持ち上げや、持ち上げから歩行など、その動作が連続的に変化するケースでは制御を排他的に切り替える必要がある。本アシストスーツでは持ち上げ制御中に歩行制御が始まると、左右股関節トルクが逆方向に作用して重力物の持ち上げが不安定となり、荷物を落とす危

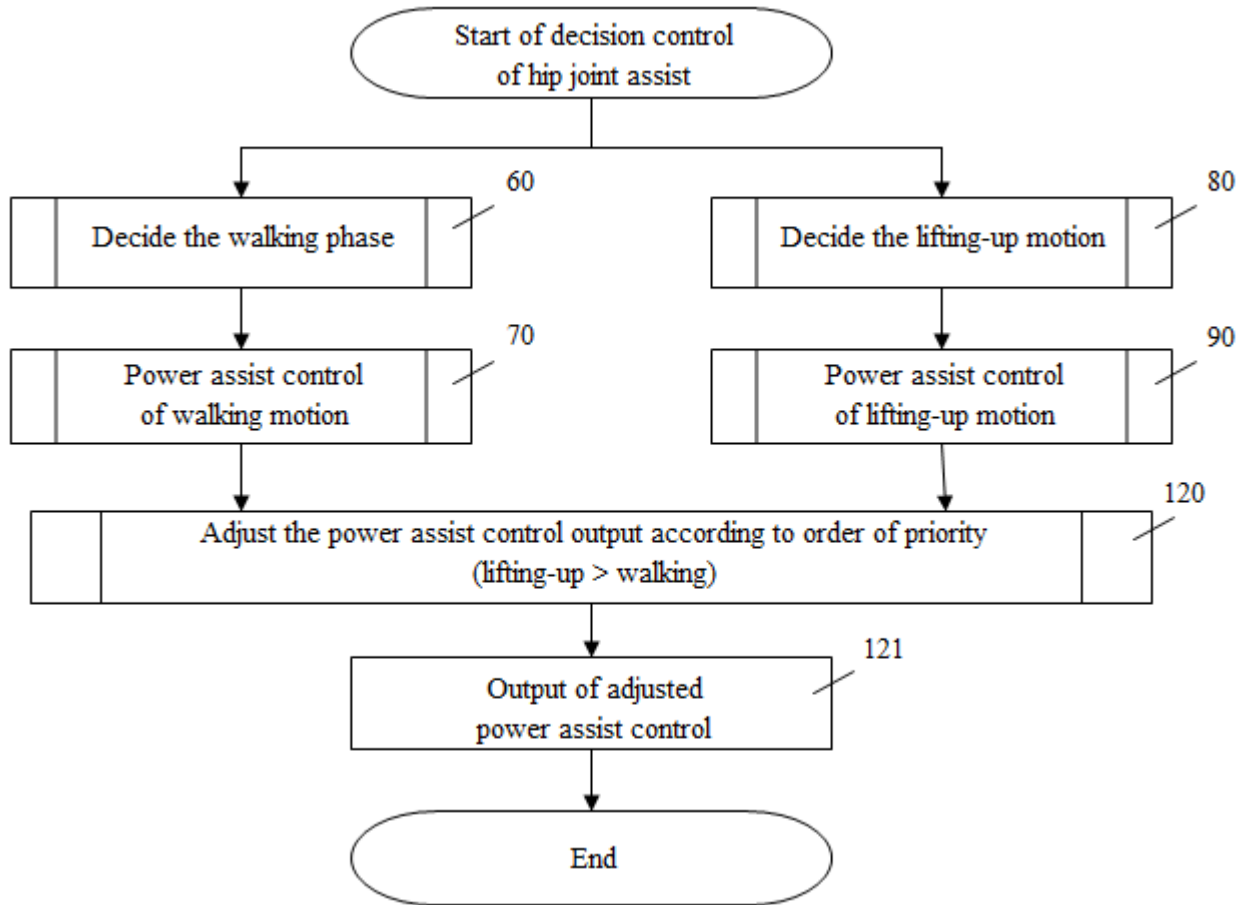


Fig.4.30 Flowchart of decision control of hip joint assist

険が発生するため，歩行より持ち上げ制御を優先させる裁定制御を行う．

裁定制御されたアシストトルク T は，歩行推定を E_w ，持ち上げ推定を E_l ，歩行トルクを T_w ，持ち上げトルクを T_l とすると，

$$T = \begin{cases} T_l & \text{if } (E_l > 0) \\ T_w & \text{else} \end{cases} \quad (4.21)$$

となる．

これを実現する股関節の裁定制御フローを図 4.30 に示す．ステップ 60 では，装着者の姿勢情報の内，腰関節角度の変化とフットスイッチの変化を基に前章 3.2 による歩行割合を計算する．ステップ 70 で前述 4.2 による歩行時に必要とされる遊脚側トルクと保持脚側トルクを計算する．ステップ 80 では，装着者の姿勢情報を使って，前章 3.3 による持ち上げ作業をしているかどうかを推定する．推定後，ステップ 90 にて前述 4.3 による持ち上げ制御に必要な股関節角度に比例したアシストトルクを計算する．その後ステップ 120 にて推定の優先順位を判断し，ステップ 121 にて持ち上げ優先順位に応じてアシストトルクを出力する．パラメータ「不感帯 θ_n 」に入って持ち上げ制御が終了するま

で歩行制御は抑制される．実際の裁定の様子を図 4.31 に示す．持ち上げの検出と同時に強制的に歩行制御を停止し，この状態で持ち上げトリガ待ちとなる．手袋スイッチが ON となると持ち上げトルクの出力が開始される．持ち上げと同時に歩行割合は 0% となっており，持ち上げ優先に裁定できていることが分かる．

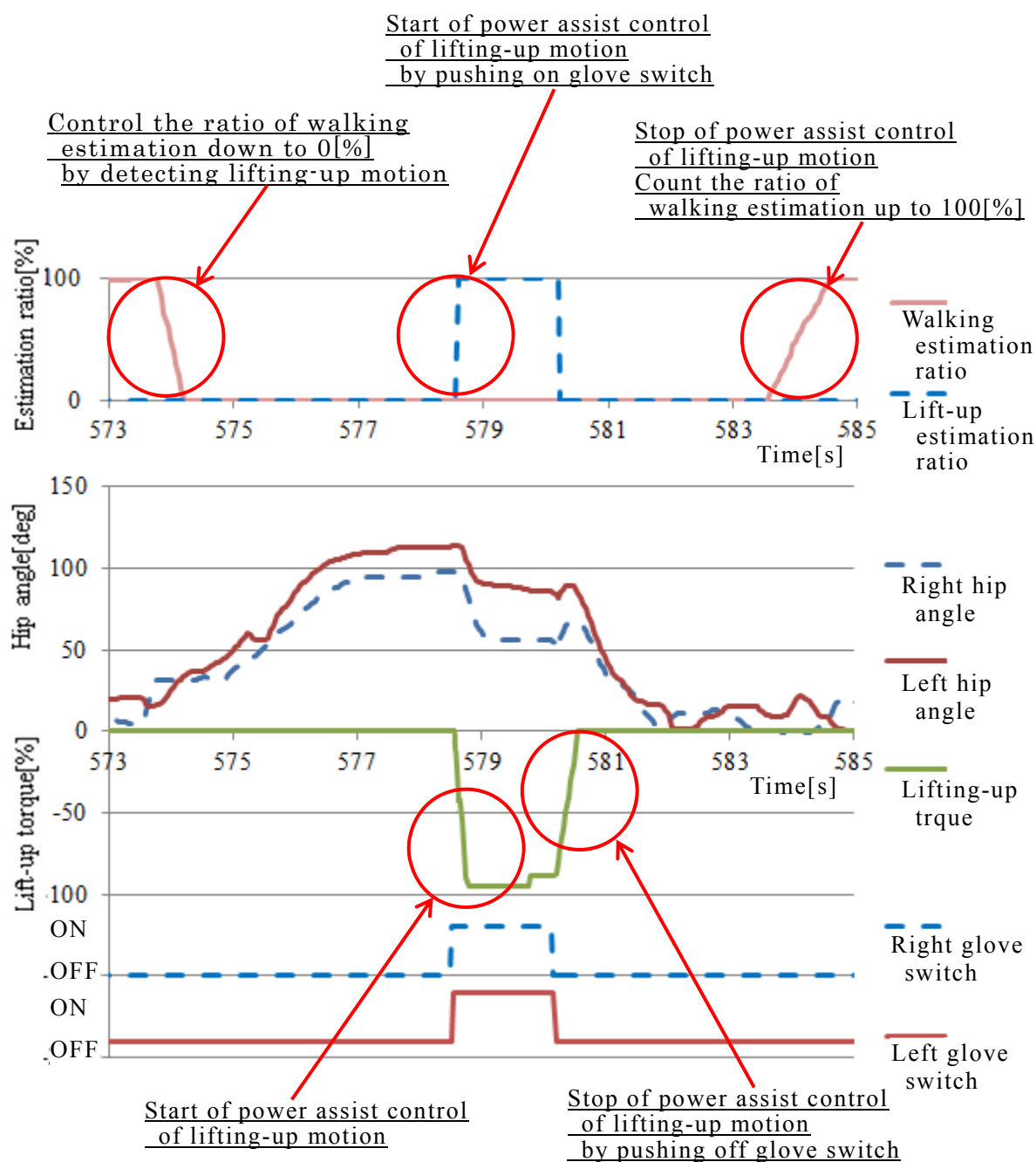


Fig.4.31 Example of decision control for hip joint assist

4.5 結言

パワーアシストスーツが快適なアシストを行うためには、装着者の動作意図を推定し、適切なタイミングで適切なアシスト量を出力しなければならない。そこで前章では新たな推定手法を提案し検証した。

本章では推定した動作に対して適切なタイミングで適切なアシスト量を出力するため、歩行と持ち上げアシスト制御で必要とされる出力トルクの計算方法を定式化した。また出力タイミングの考え方を明らかにした。出力量の計算では歩行の遊脚と保持脚、持ち上げの各動作に対して、装着者の身体的特徴をパラメータ化して適正化する手法を提案した。そのパラメータを使って装着者の要求量に合わせた出力量とすることで、装着者にとって違和感の無いアシスト制御をおこなうことができる。出力タイミングについては、歩行制御では反遊脚側の踵接地をトリガポイントとする新たな遊脚制御を提案した。また持ち上げ制御では、動作推定と手袋スイッチによる指示方式を併用する方法を提案した。

パワーアシストスーツを装着した歩行と持ち上げ動作の実験では、各種パラメータで設定されたアシストトルクの出力量と出力タイミングをモニタシステムにより記録し、定式化に沿った出力量が適切なタイミングで出力されることを検証した。

最後に歩行と持ち上げ動作の排他制御について考察した。歩行の遊脚期と持ち上げ動作ではアシストの向きが逆となるため、排他制御が必要となる。特に持ち上げ途中で歩行が始まると持ち上げ中の重力物を落下させる危険があるため、本研究では持ち上げが始まると歩行アシストを停止し、持ち上げアシストトルクを優先的に出力する。

次章では、実験を通して本パワーアシストスーツの有効性を検証する。部分フレーム型のパワーアシストスーツはその構造上、スーツの質量全てが装着者にかかる。装着者の相対的な体重が増加してしまい、全身運動である歩行動作や持ち上げ動作ではアシストスーツの効果が薄れてしまうのではないかと懸念がある。適切なタイミングと適切なアシスト量による制御によって装着者の負担が軽減できることを、筋活動とエネルギー消費量の両面から検証する。

第5章

パワーアシスト効果の検証実験

5.1 緒言

本論文では第2章でアシストスーツの機構について、第3章では装着者の動作推定について、第4章では装着者に違和感の無いアシストをおこなうための適切なタイミングと、出力トルクの生成について述べてきた。部分フレーム型のパワーアシストスーツはその構造上、スーツの質量全てが装着者にかかる。そのため装着者の相対的な体重が増加してしまい、全身運動である歩行動作や持ち上げ動作ではアシストスーツの効果が薄れてしまうのではないかと懸念がある。本章では第2章から第4章での提案の有効性について検証をおこなう。パワーアシストスーツを装着し、制御プログラムを起動させた状態で、本アシストスーツが対象とする歩行と重量物持ち上げ動作を行い、装着者の作業効率、筋活動、エネルギー消費量、METs、心拍数がどの程度減少しているかを実験により検証し、本アシストスーツが装着者の動作を阻害しない、作業支援に適したパワーアシストスーツであることを確認する。

5.2 歩行アシスト効果

5.2.1 筋活動の検証

ここでは表面筋電位計を用いて筋活動の検証をおこなう。屋内に設置した平坦な距離10[m]の走路を、パワーアシストスーツ非装着の場合と、パワーアシストスーツを装着しアシストを受けた場合で歩行をそれぞれ行い、そのときの被験者の表面筋電位を、キッセイコムテック株式会社製 MQAir を用いて計測した。図 5.1 に歩行動作における表面筋電位計測箇所を示す。

被験者は40歳代の男性1名で、実験回数はアシストスーツ装着時、非装着時ともに各5回行った。また歩行速度はパワーアシストスーツ非装着時、装着時ともにウォーキング運動を想定して速度1.25[m/s]にて平地を10m歩行した。表 5.1 は実験条件であり、図 5.2 は歩行動作実験中の写真である。

取得した表面筋電位はそのままでは定量的な評価が難しいため、まず式(5.1)を用いて RMS(Root mean Square)処理⁽⁴¹⁾を行い特徴量の抽出を行った。式(5.1)内の N はセグメント数、 v_i は i サンプル目目の電圧値である。本研究ではセグメント数 N を 1000 とし、

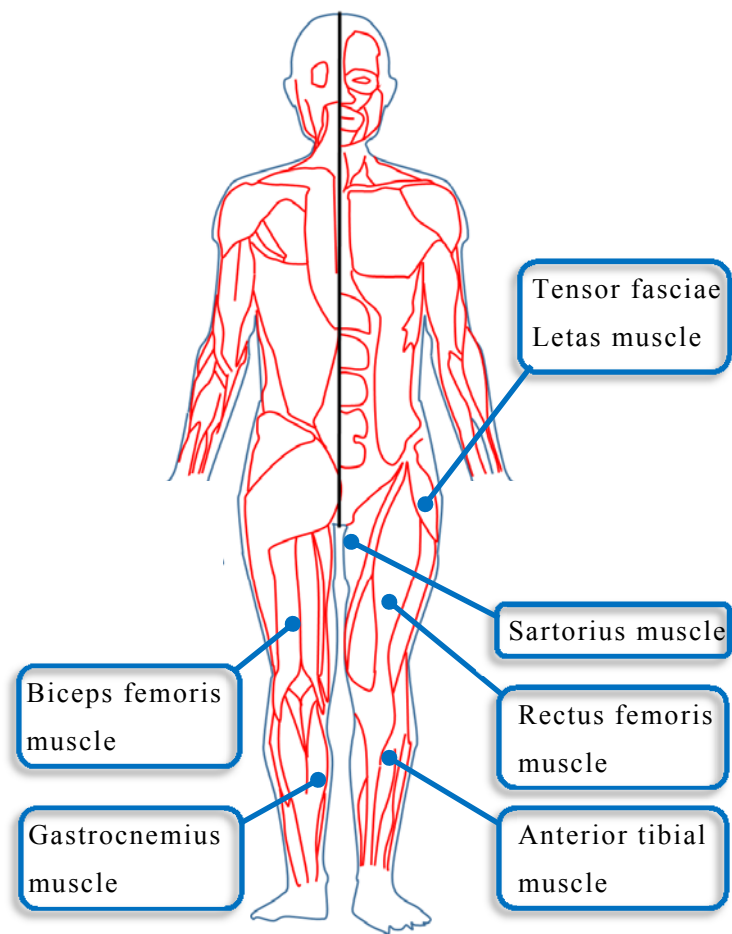


Fig.5.1 Measurement points of surface electromyogram

Table 5.1 Experiment condition

Subject	One 40s male
Walking distance	10m on a flat plane
Walking time	8s(1.25m/s)
Trial number	5times without assist 5times with assist



Fig.5.2 Picture of walking motion

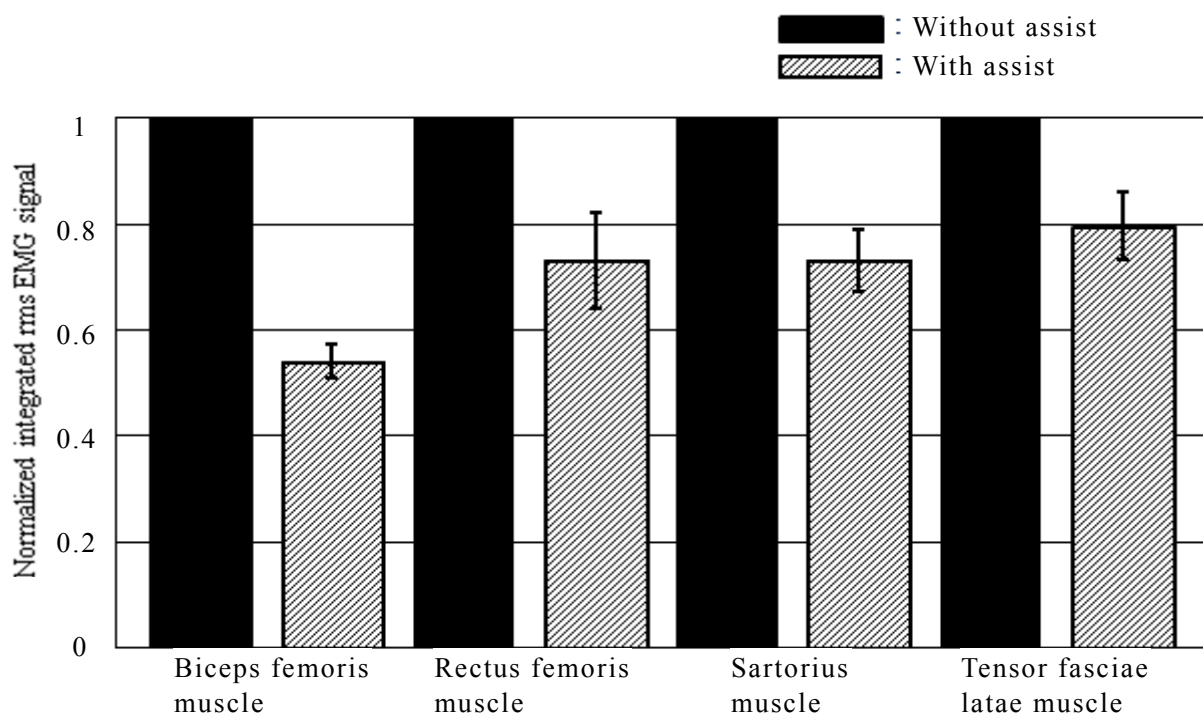


Fig.5.3 Comparison between integral rms EMG signals with and without assist during walking motion

100[ms]ごとの電圧値を取った．RMS 処理の後に対象動作区間で時間積分を行って積分筋電値を求め，アシストスーツ非装着時の積分筋電値を 1 とした場合の，アシストスーツを装着してアシストを受けた場合とを比を比較することにより，定量的に評価した．

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^N v_i^2} \quad (5.1)$$

歩行動作の検証結果を図 5.3 に示す．計測したすべての筋肉の筋活動がパワーアシストスーツを装着しアシストを受けることで減少していることがわかる．各計測箇所での減少率は大腿二頭筋で 46[%]，大腿直筋で 27[%]，紡工筋で 27[%]．大腿筋膜張筋で 21[%]であった．

続いてアシストされていない下腿への影響について検証した．図 5.4 から踵の蹴り出しに使われる腓腹筋については，遊脚アシストが有効に作用しており 17[%]の削減効果がみられた．着地時に使われる前脛骨筋は 2[%]のアシストであったが，懸念されていたアシストスーツ分の荷重増加による影響は見られず，下腿に関しても支援できていることがわかる．歩行時に大腿部を振り上げると，連動して下腿が振上げられるため効果が現れると考えられる．

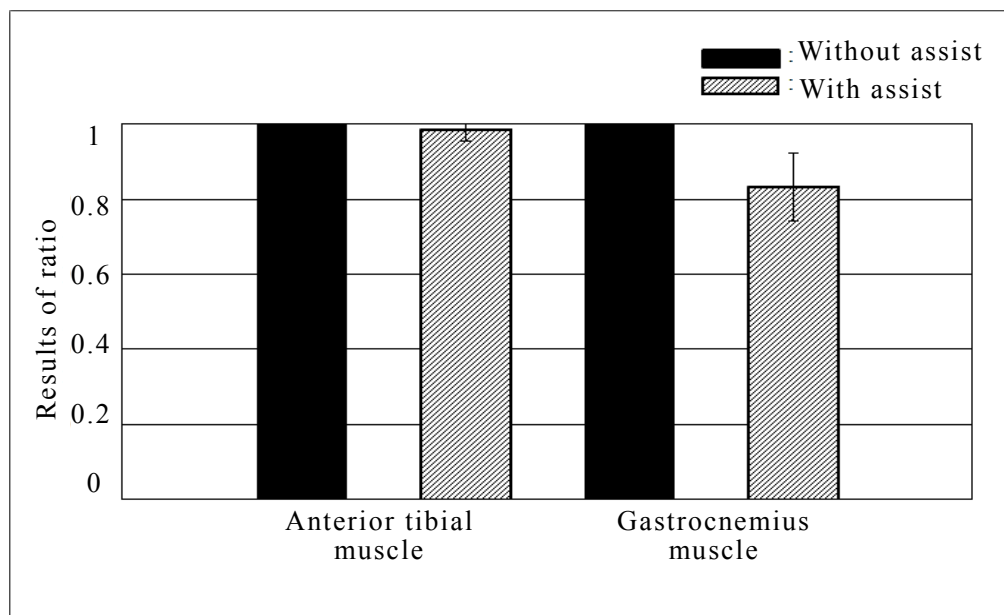


Fig.5.4 Results of walking assist (Crural muscles)

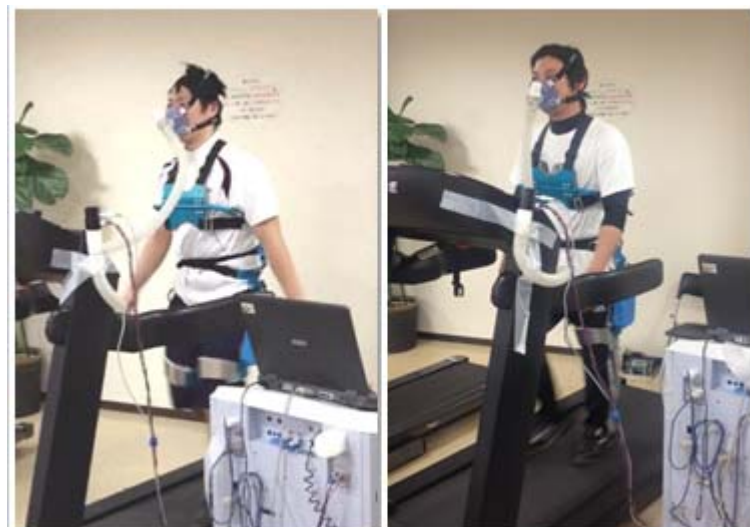


Fig.5.5 Pictures of walking experiment

5.2.2 エネルギー消費量・Mets・心拍数による検証

呼気ガス分析による歩行時のエネルギー消費量の軽減に関する検証を行った。屋内に設置したトレッドミル(ジョンソンヘルステックジャパン株式会社製 ADVENTURE 1 PLUS)を使用し、パワーアシストスーツ非装着の場合と、パワーアシストスーツを装着しアシストを受けた場合での歩行をそれぞれ行い、そのときの被験者の呼気ガスを、有限会社アルコシステム製 ARCO-2000-MET を用いて計測した。図 5.5 は歩行動作実験中の写真である。

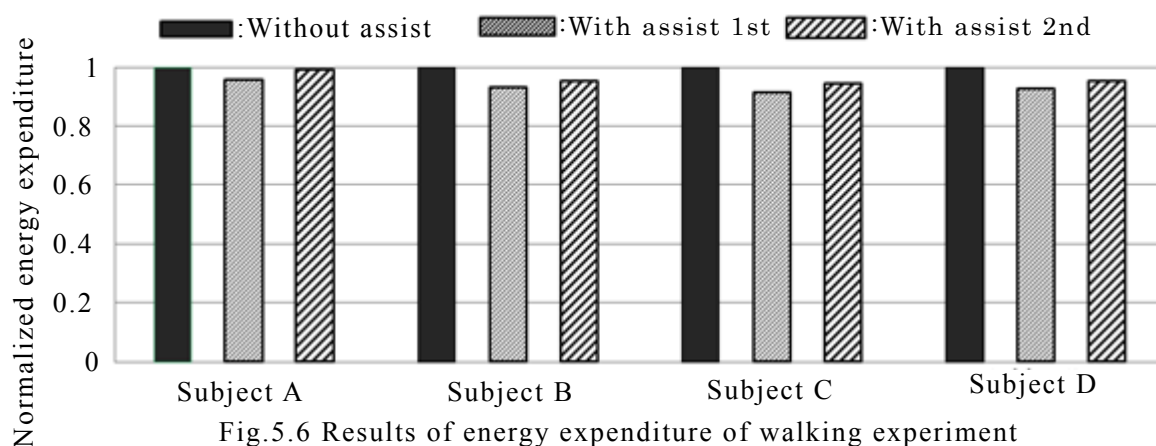
被験者は A(30 歳代)・B(30 歳代)・C(40 歳代)・D(20 歳代)の男性 4 名で、いずれもア

シストスーツ装着の経験は無い．実験回数は各被験者についてアシストスーツ非装着時 1 回，装着時 2 回の 3 回行った．また歩行速度はパワーアシストスーツ非装着時，装着時ともにウォーキング運動を想定して 1.25[m/s]とし，測定時間は 1200 秒とした．各実験間は，基本的に心拍数が安静時心拍数に戻るまで休憩を行ったが，体質や身体能力の差により安静時心拍数に戻るまで時間がかかる被験者が複数存在したため，休憩時間を最大 10 分間として実験を行った．対象動作区間での，呼気ガス中の酸素消費量(VO_2)と二酸化炭素排出量(VCO_2)を式(5.2)に示す Weir の式に代入することによって測定期間中のエネルギー消費量(REE)を求めた．パワーアシストスーツ非装着のエネルギー消費量を 1 とした場合の，パワーアシストスーツを装着してアシストを受けた場合の比を比較することにより，定量的に評価した．

$$REE = 3.9 \times VO_2 + 1.1 \times VCO_2 \quad (5.2)$$

持ち上げ動作時のエネルギー消費量の測定結果を図 5.7 から図 5.10 に，それを集計した結果を図 5.6 に示した．1200 秒間のエネルギー消費量を積算し，パワーアシストスーツ非装着時を(1)として正規化している．2 回の歩行動作における各被験者での平均軽減率は A で 3.1[%]，B で 5.8[%]，C で 7.0[%]，D で 6.0[%]であった．いずれの被験者においても装着時のエネルギー消費量は非装着時に比べて減少しており，パワーアシストスーツは装着者を有効にアシストしている．

本パワーアシストスーツはその構造上，スーツの質量全てが装着者にかかる部分フレーム型である．装着者の相対的な体重が増加してしまい，全身運動である歩行動作ではアシストスーツの効果が薄れてしまうのではないかと懸念があった．しかし関連する筋力の軽減に関する検証と呼気ガスによるエネルギー消費量の軽減に関する検証の結果より，相対的な体重増加の影響は少なく，適切な歩行動作推定とそれにもとづくトルクの出力によって，歩行動作における股関節や膝関節の伸展・屈曲動作を適切に支援できていることがわかった．



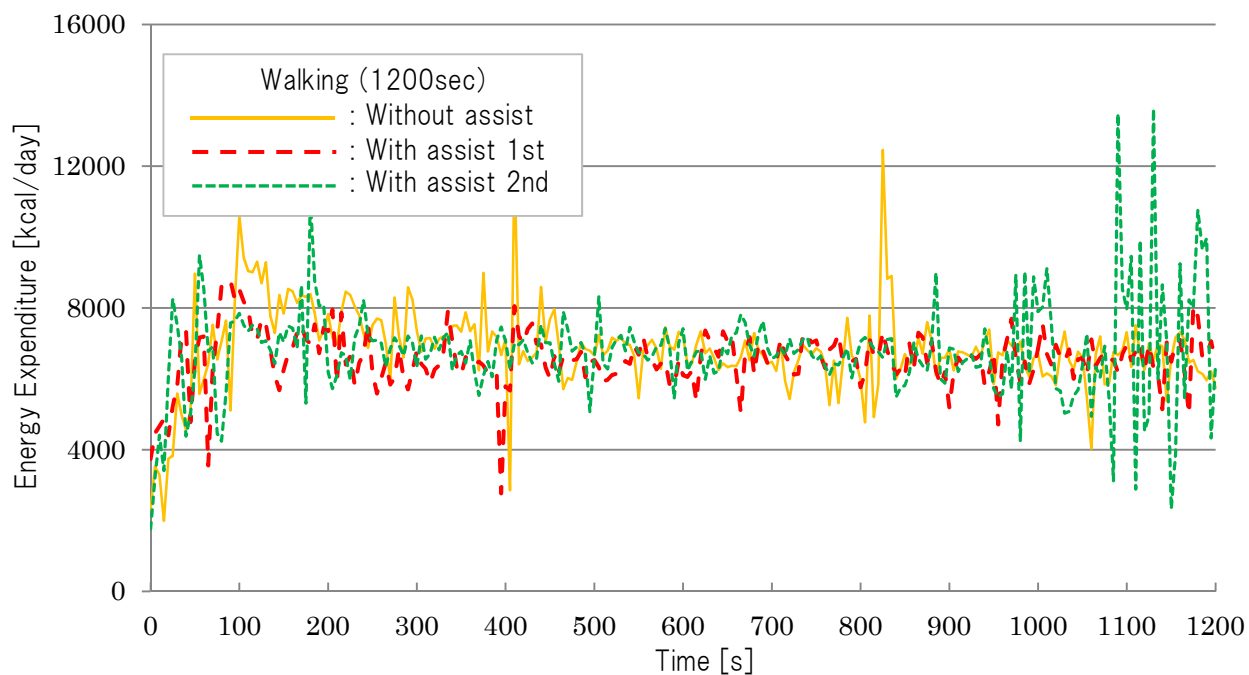


Fig.5.7 Energy expenditure of walking with and without assist(subject A)

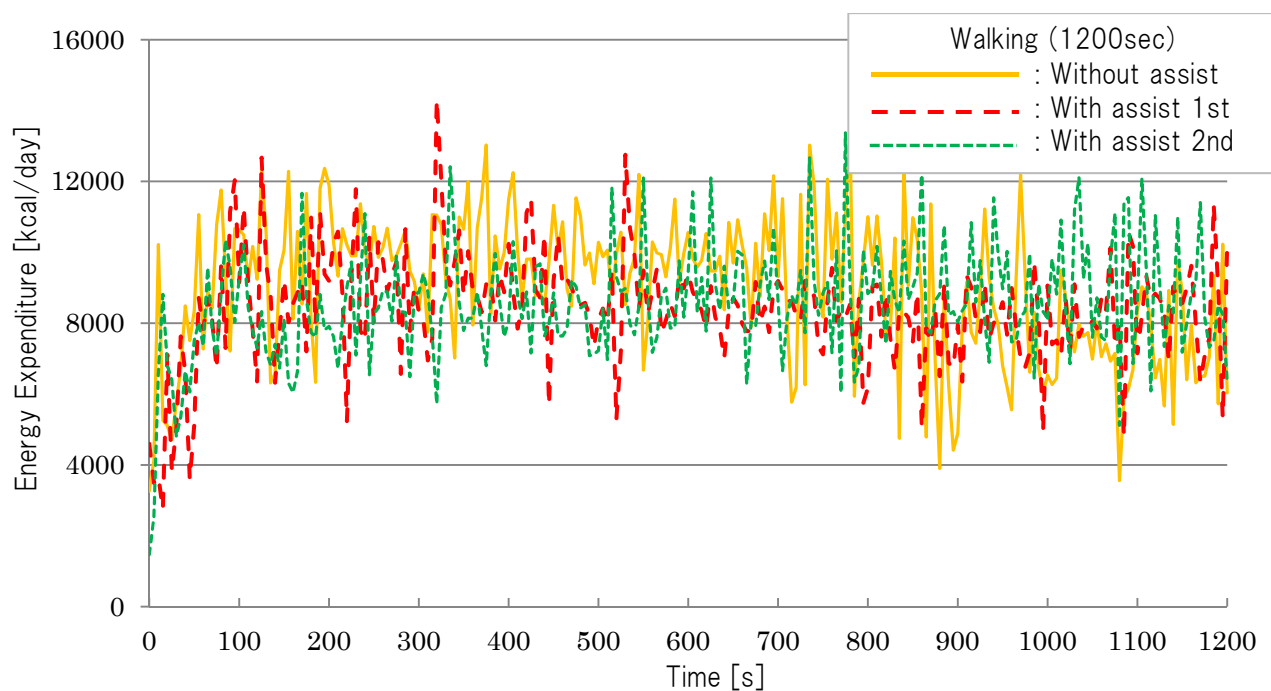


Fig.5.8 Energy expenditure of walking with and without assist(subject B)

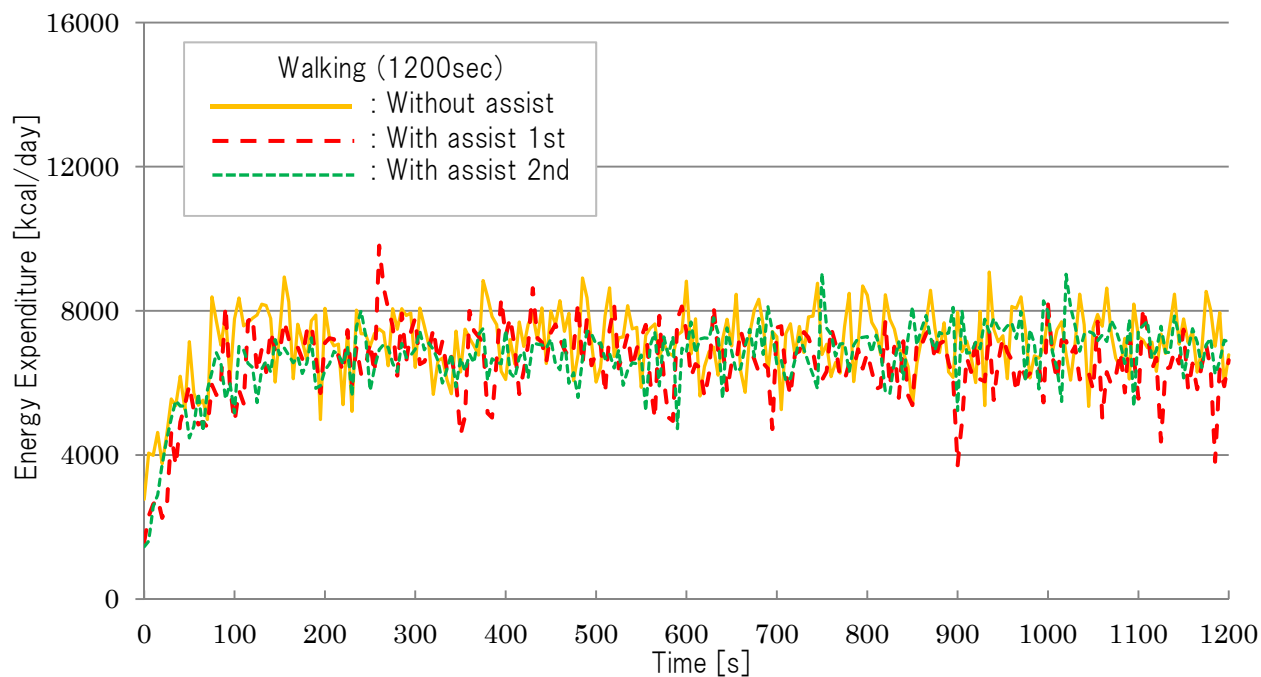


Fig.5.9 Energy expenditure of walking with and without assist(subject C)

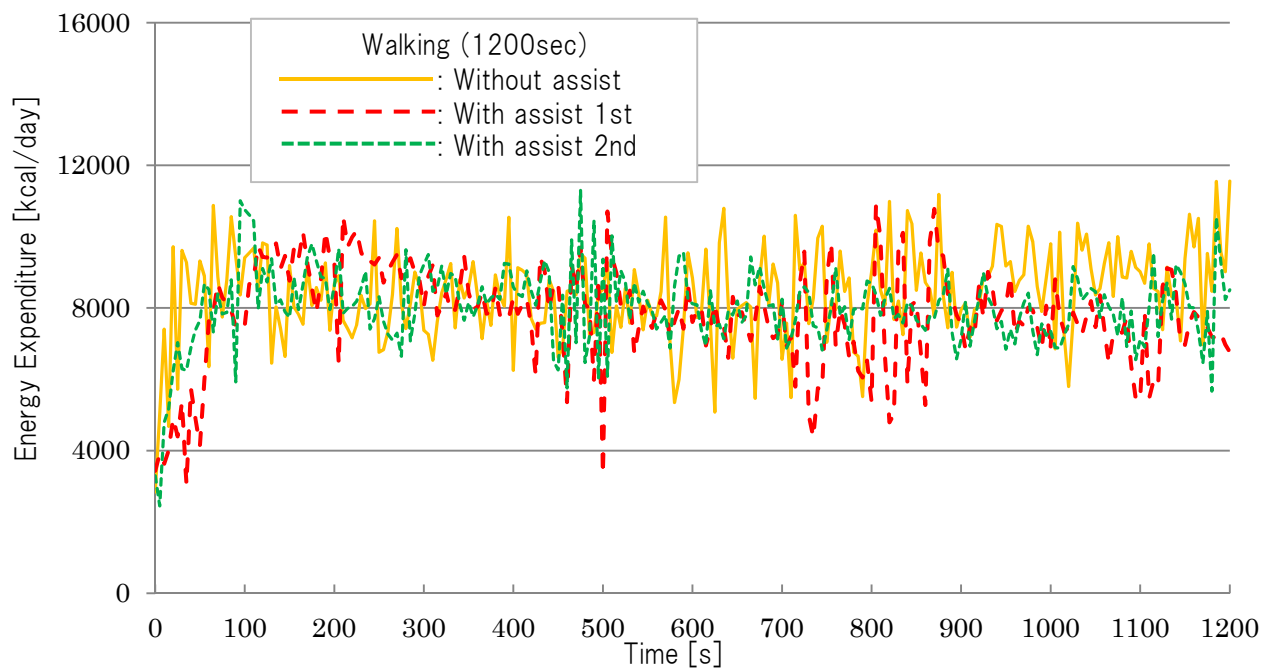


Fig.5.10 Energy expenditure of walking with and without assist(subject D)

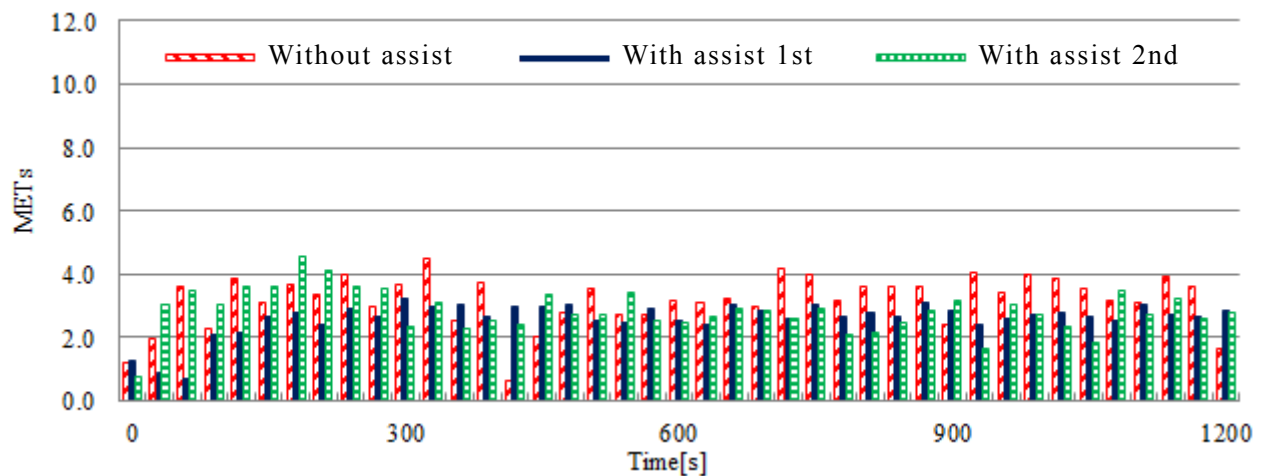


Fig.5.11 METs of walking with and without assist(subject A)

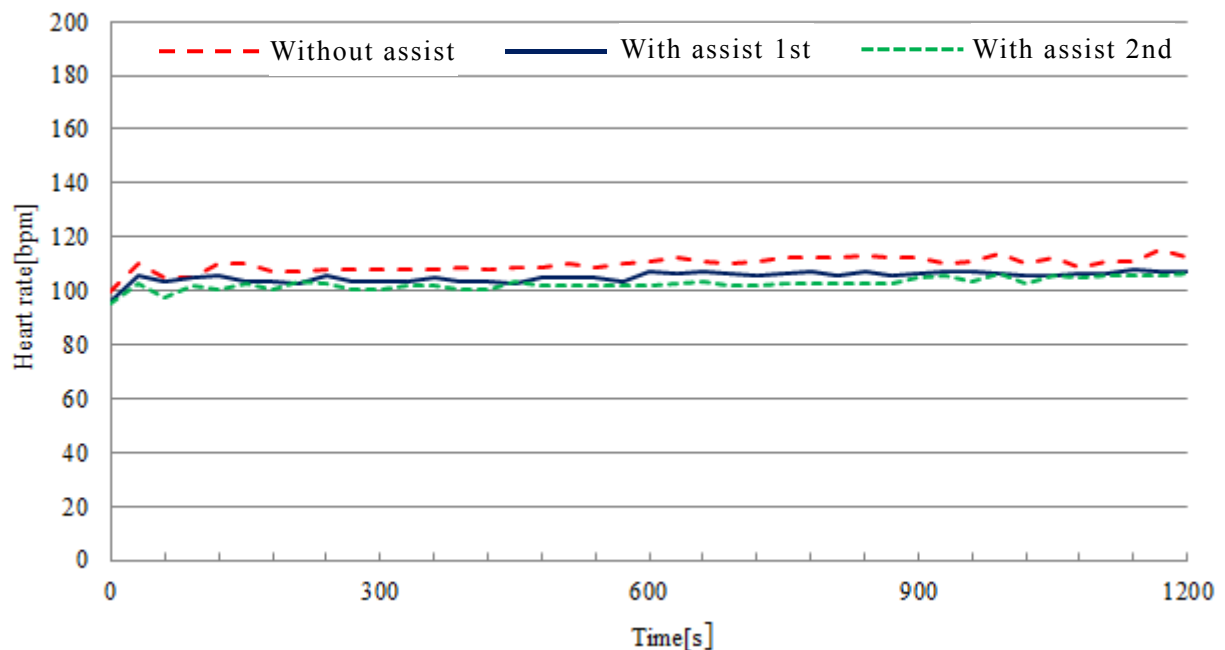


Fig.5.12 Heart rate of walking with and without assist(subject A)

次にこの時の被験者 A の METs を以下の式から算出したものを図 5.11 に示す.

$EE \text{ [kcal]} = 1.05 \times \text{体重 [kg]} \times \text{運動時間 [h]} \times METs$ の計算式から

$METs = EE / (1.05 \times \text{体重} \times \text{運動時間})$ に変換して算出した.

心拍数についても確認したが、図 5.11, 図 5.12 に示すように、METs・心拍数ともアシスト効果により減少している.

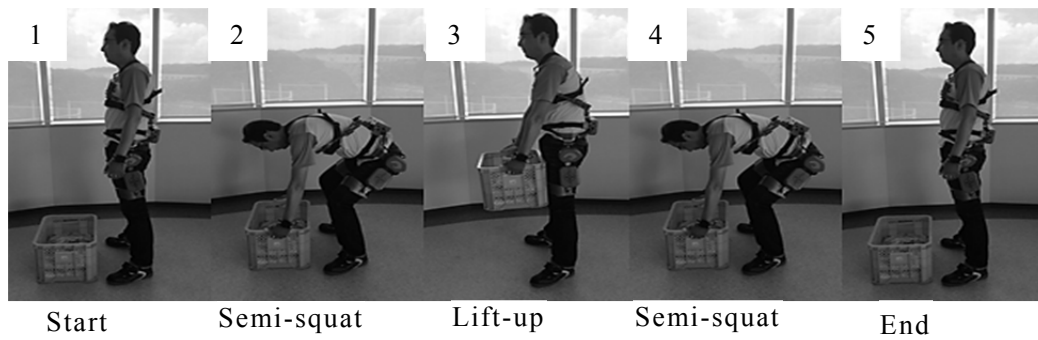


Fig.5.13 Pictures of lift-up motion

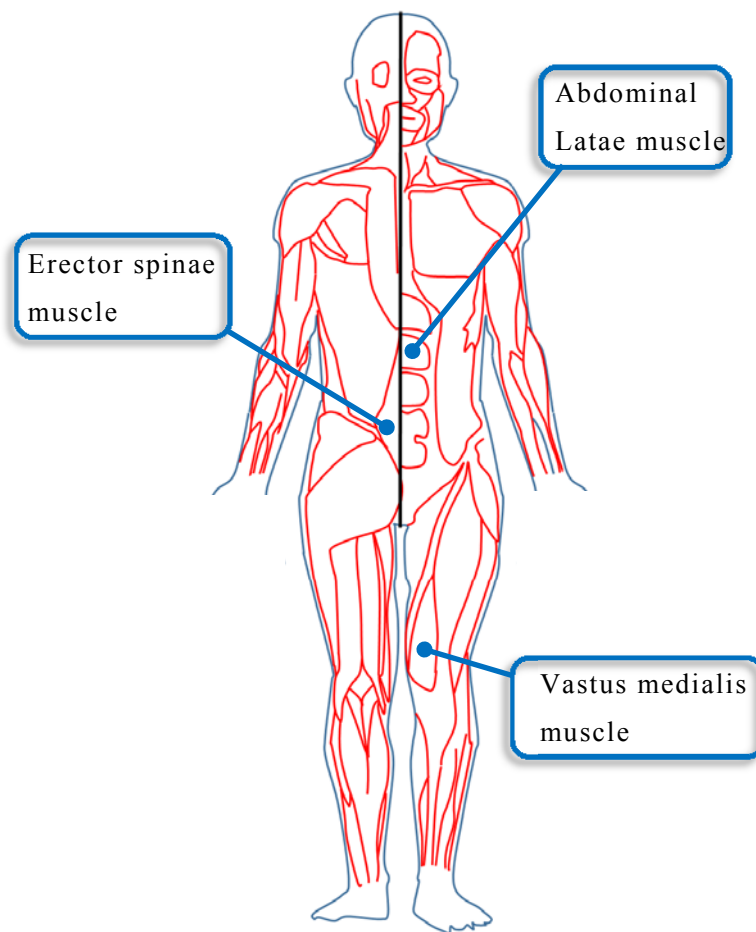


Fig.5.14 Measurement points of surface electromyogram

5.3 持ち上げアシスト効果

5.3.1 筋活動の検証

重量物持ち上げ動作を行い、装着者の筋活動がどの程度減少しているかを検証する。図 5.13 に示すように、パワーアシストスーツを装着して、10[kg]の米袋が2袋入ったコンテナ(総質量 23[kg])の持ち上げ動作を行い、パワーアシストスーツを装着せずに同じ動作をした場合との持ち上げ動作に参与する筋肉の表面筋電位信号を比較し、アシスト効果を検証する。装着者には持ち上げ動作開始タイミングのみ合図を行い、以降の動作は装着者が自然な動作が行えるように、時間的制約は設けなかった。

そのときの被験者の表面筋電位を、キッセイコムテック株式会社製 MQAir を用いて計測した。図 5.14 に表面筋電位計測箇所を示す。

パワーアシストスーツ非装着時の脊柱起立筋の筋電位を図 5.15(a)に、パワーアシストスーツ装着時の脊柱起立筋の筋電位を図 5.15(b)に示す。これより、パワーアシストスーツ装着時は、非装着時に比べて、持ち上げ動作中の筋活動が大きく減少していることが分かる。またパワーアシストスーツ非装着時は持ち上げ動作時間が約 5.2[sec]であるの

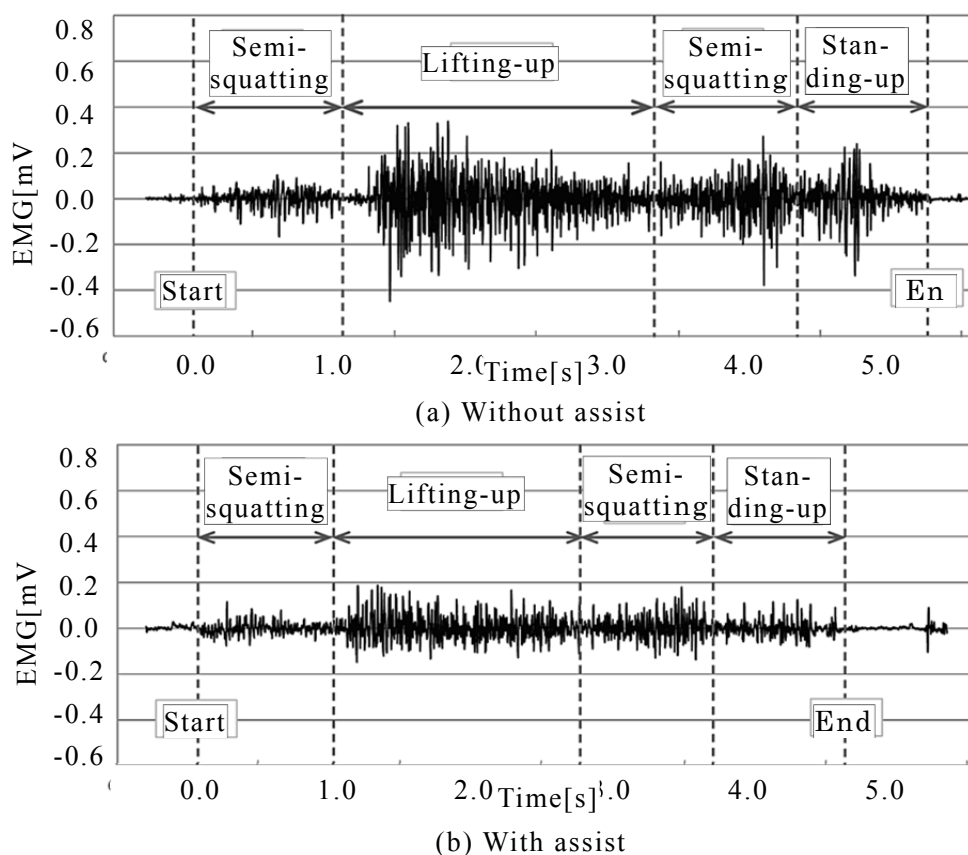


Fig.5.15 Raw surface EMG signals on erector spinae muscle

に対し，パワーアシストスーツ装着時は約 4.5[sec]となっており，より短い時間で同じ作業が行えることがわかる．以上のことから，本研究で開発したパワーアシストスーツは，重量物の持ち上げ動作において効果的であることが確認できた．

次に脊柱起立筋と腹直筋および大腿四頭筋の筋活動に関して，その減少効果を定量的に検証する．被験者は 40 歳代の男性 1 名で，実験回数はパワーアシストスーツ装着時，非装着時ともに各 5 回行った．また動作速度はパワーアシストスーツ非装着時，装着時ともに 1 回 5 秒を目安に行った．表 5.2 に実験条件をまとめた．図 5.16 は持ち上げ動作実験中の写真である．検証に用いた重量物の質量については，労働基準法に定められた「満 18 歳以上の男子労働者が，常時，人力のみにより取り扱う場合の重量は，当該労働者の体重のおおむね 40[%]以下となるように努めること」という規定から，被験者の体重 72[kg]の 40[%]以下となる，質量 23[kg]と設定した．

表面筋電位計測信号を RMS 処理し時間積分した値を 1 とし，装着時のそれぞれの値を比較した．結果を図 5.17 に示す．これより筋活動が脊柱起立筋では 48[%]，腹直筋では 37[%]，大腿四頭筋では 9[%]減少していることがわかる．

Table 5.2 Experiment condition

Subject	one 40s male
Mass of lift-up object	23[kg]
Lift-up time	5[s]
Lift-up height	0.6[m]
Trial number	5times with assist 5times without assist



Fig.5.16 Picture of lift-up motion

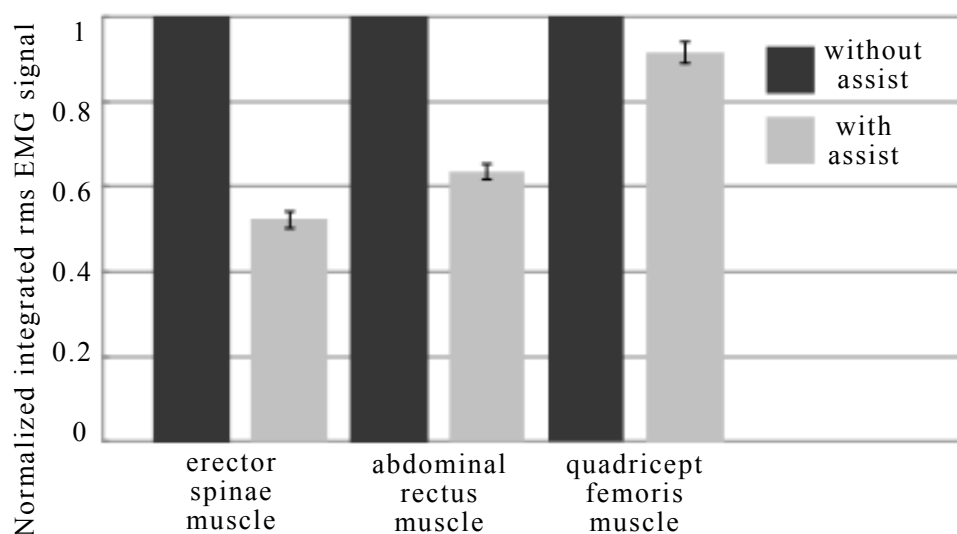


Fig.5.17 Comparison between integrated rms EMG signals with and without assist during lift-up motion

Table 5.3 Experiment condition

Subject	one 20s male two 30s male one 40s male
Mass of lift-up object	13[kg] and 23[kg]
Lift-up time	4[s]
Lift-up height	0.6~0.7[m]
Report time	180[s]
Trial number	1time without assist 1time with assist 1time with assist



Fig.5.18 Pictures of lifting-up experiment

5.3.3 エネルギー消費量・Mtse・心拍数による検証

呼吸ガス分析による持ち上げ動作時のエネルギー消費量の軽減に関する検証を行った。表 5.3 は実験条件であり，図 5.18 は持ち上げ動作実験中の写真である。実験は公平性を期すために，表 5.4 の実験手順で進めた。

表 5.4 に示すように各被験者毎に実験の順序を入れ替えた。また被験者はいずれもアシストスーツ未経験者とした。持ち上げ動作は各動作（しゃがみ込み→持ち上げ→しゃがみ込み→立ち上がり）をそれぞれ 1 秒毎に行うようメトロノームを使用し，1BPS（60BPM）のテンポに合わせて実験を行った。各実験間は，基本的に心拍数が安静時心拍数に戻るまで休憩を行ったが，体質や身体能力の差により安静時心拍数に戻るまで時間がかかる被験者が複数存在したため，休憩時間を最大 10 分間として実験を行った。

図 5.19 から図 5.26 に被験者 4 名の測定結果を示した。

Table 5.4 Experiment procedure

Sub- jecct	Age [year]	Height [m]	Wei- ght [kg]	1	2	3	4	5	6	7	8	9
A	35	1.7	59	Lifting- up without assist (23kg)	Lifting- up without assist (13kg)	Walking without assist	Lifting- up with assist (23kg)	Lifting- up with assist (13kg)	Walking with assist	Lifting- up with assist (23kg)	Lifting- up with assist (13kg)	Walking with assist
B	34	1.75	79	Walking without assist	Lifting- up without assist (13kg)	Lifting- up without assist (23kg)	Walking with assist	Lifting- up with assist (13kg)	Lifting- up with assist (23kg)	Walking with assist	Lifting- up with assist (13kg)	Lifting- up with assist (23kg)
C	48	1.7	73	Walking with assist	Lifting- up with assist (13kg)	Lifting- up with assist (23kg)	Walking with assist	Lifting- up with assist (13kg)	Lifting- up with assist (23kg)	Walking without assist	Lifting- up without assist (13kg)	Lifting- up without assist (23kg)
D	23	1.7	79	Lifting- up with assist (23kg)	Lifting- up with assist (13kg)	Walking with assist	Lifting- up with assist (23kg)	Lifting- up with assist (13kg)	Walking with assist	Lifting- up without assist (23kg)	Lifting- up without assist (13kg)	Walking without assist

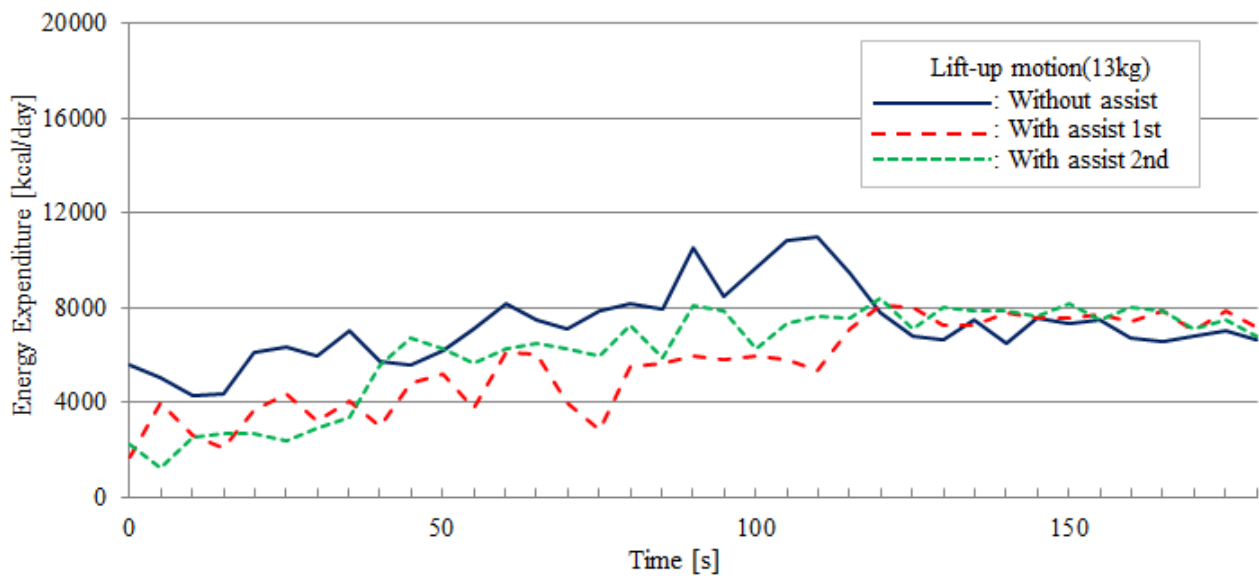


Fig.5.19 Energy expenditure of lifting-up 13kg object with and without assist(subject A)

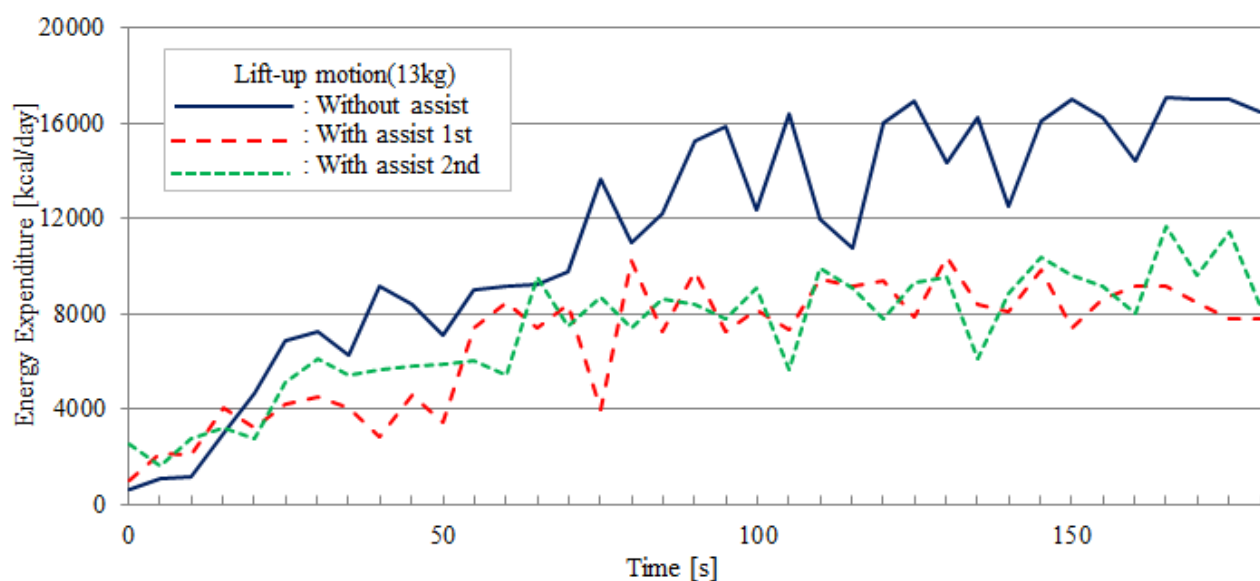


Fig.5.20 Energy expenditure of lifting-up 13kg object with and without assist(subject B)

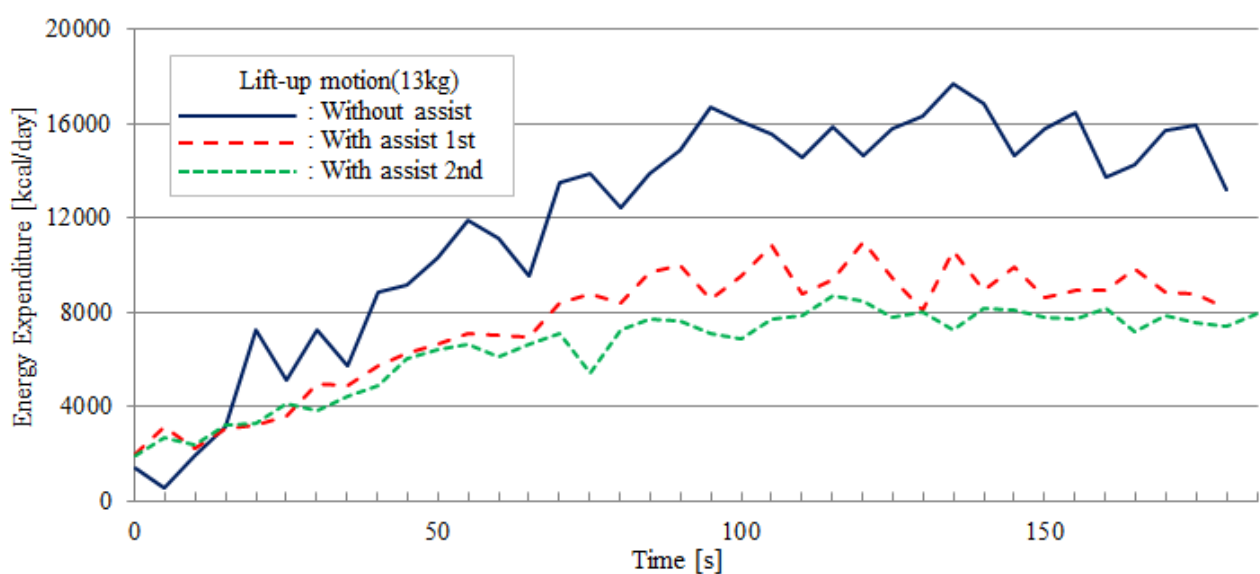


Fig.5.21 Energy expenditure of lifting-up 13kg object with and without assist(subject C)

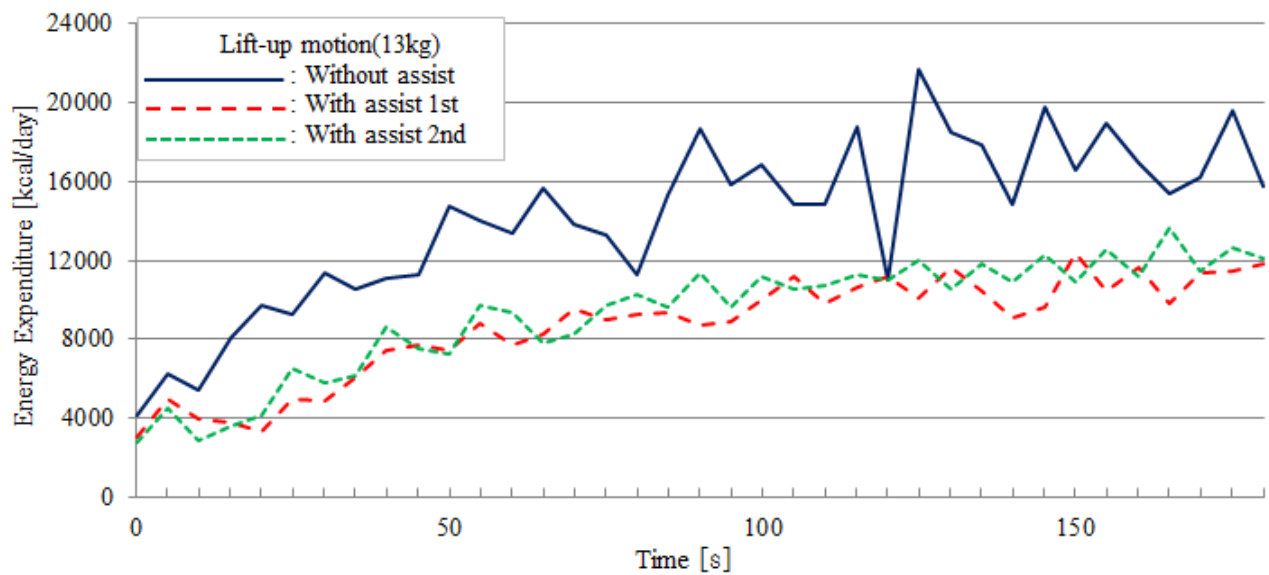


Fig.5.22 Energy expenditure of lifting-up 13kg object with and without assist(subject D)

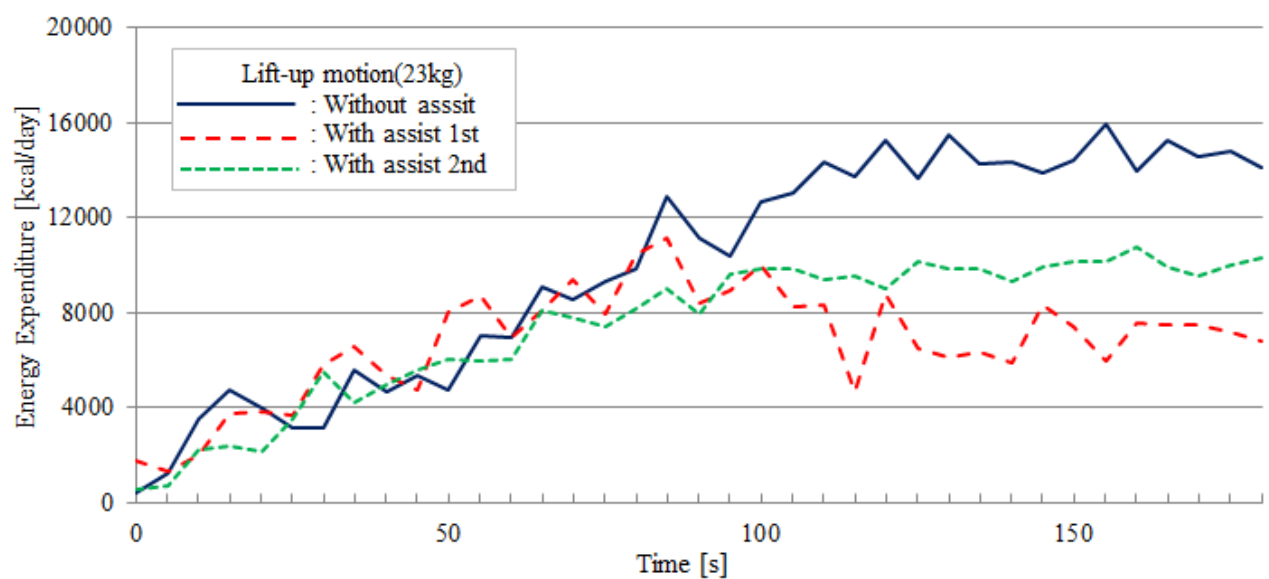


Fig.5.23 Energy expenditure of lifting-up 23kg object with and without assist(subject A)

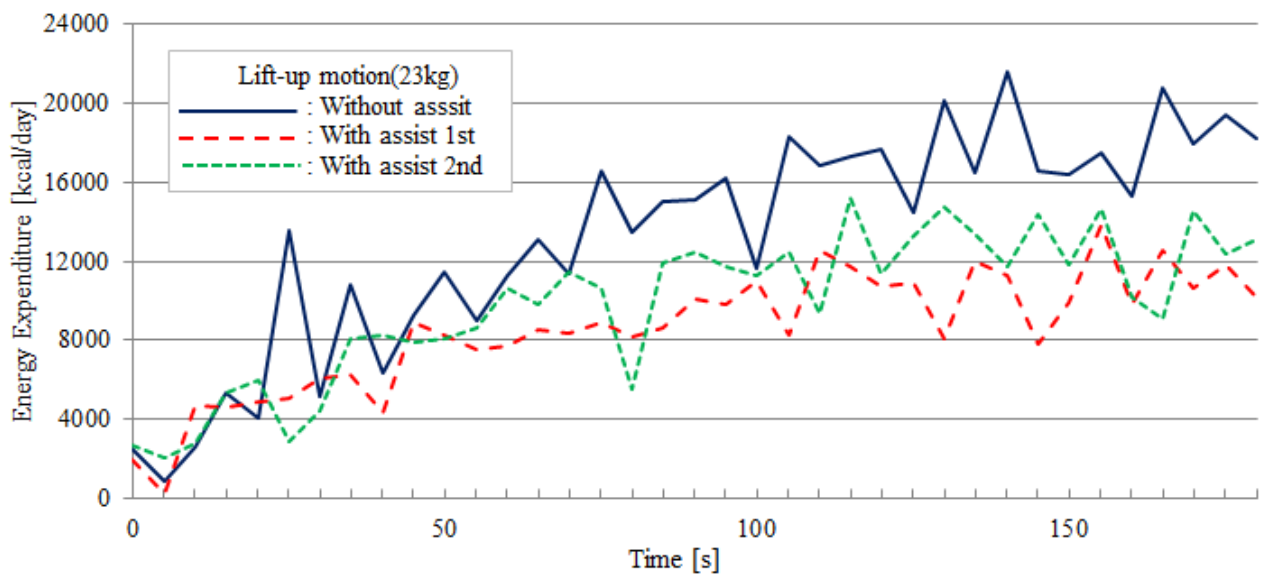


Fig.5.24 Energy expenditure of lifting-up 23kg object with and without assist(subject B)

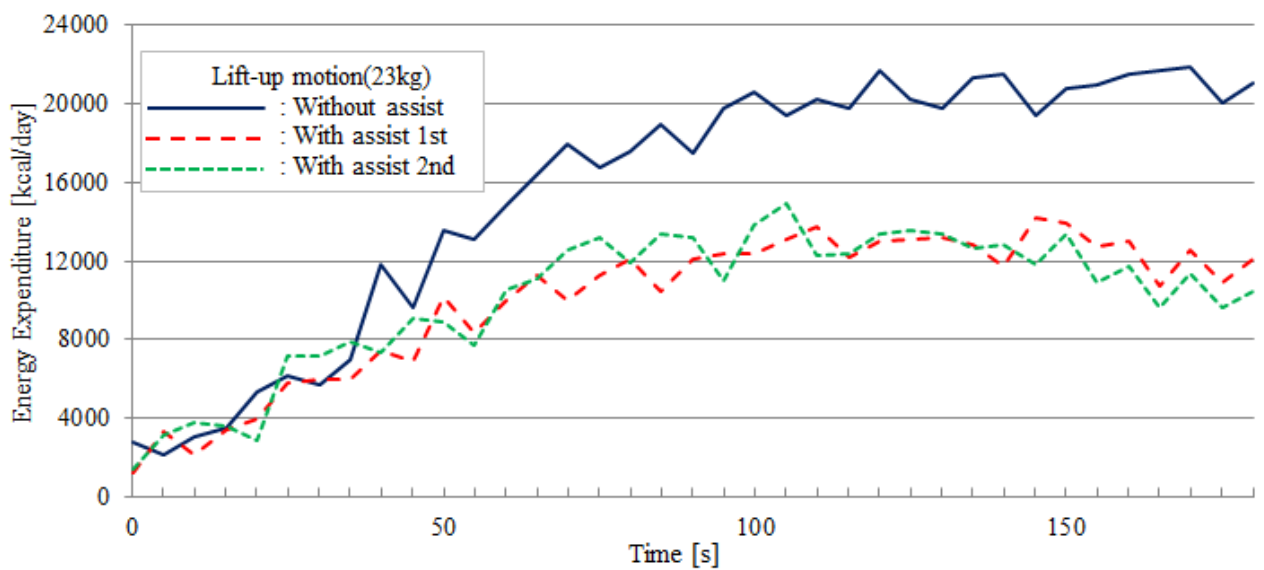


Fig.5.25 Energy expenditure of lifting-up 23kg object with and without assist(subject C)

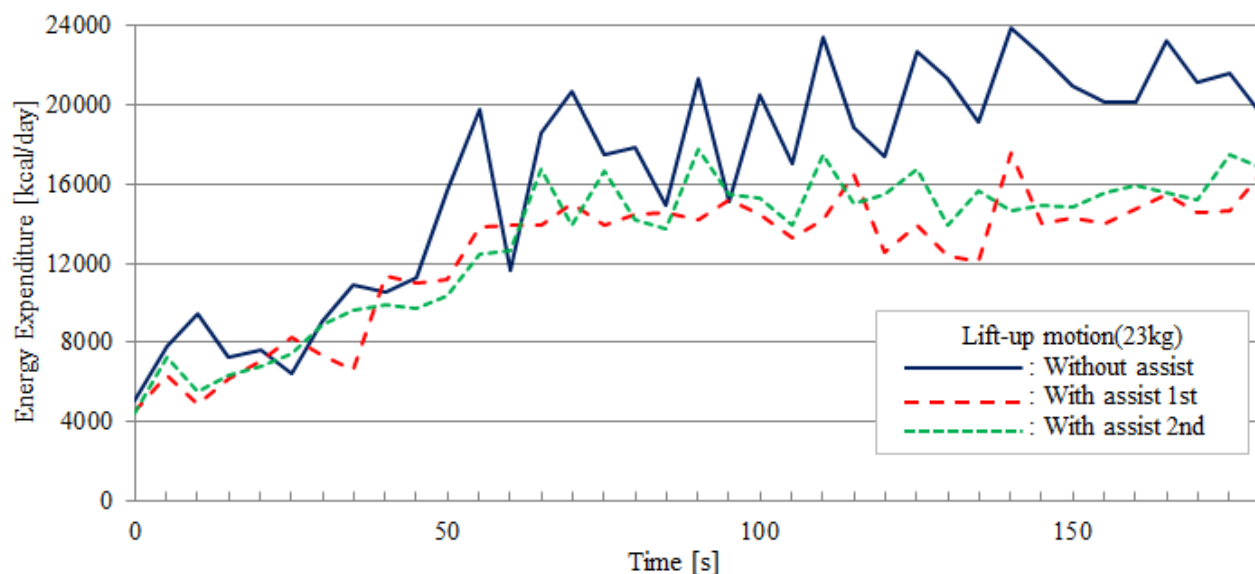


Fig.5.26 Energy expenditure of lifting-up 23kg object with and without assist(subject D)

図 5.19 から図 5.26 までの、持ち上げ動作時のエネルギー消費量の測定結果を集計し図 5.27 に示した。180 秒間のエネルギー消費量を積算し、パワーアシストスーツ非装着時を (1)として正規化している。2 回の持ち上げ動作における各被験者での平均軽減率は、質量 13[kg]の場合 A で 18[%], B で 38[%], C で 45[%], D で 36[%]であった。質量 23[kg]では A で 29[%], B で 31[%], C で 28[%], D で 22[%]であった。いずれの被験者においても装着時のエネルギー消費量は非装着時に比べて減少しており、パワーアシストスーツは装着者を有効にアシストしている。

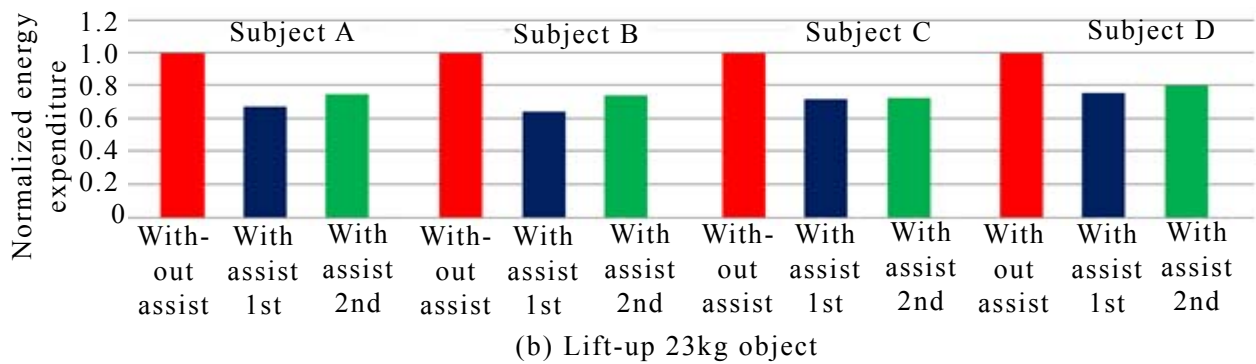
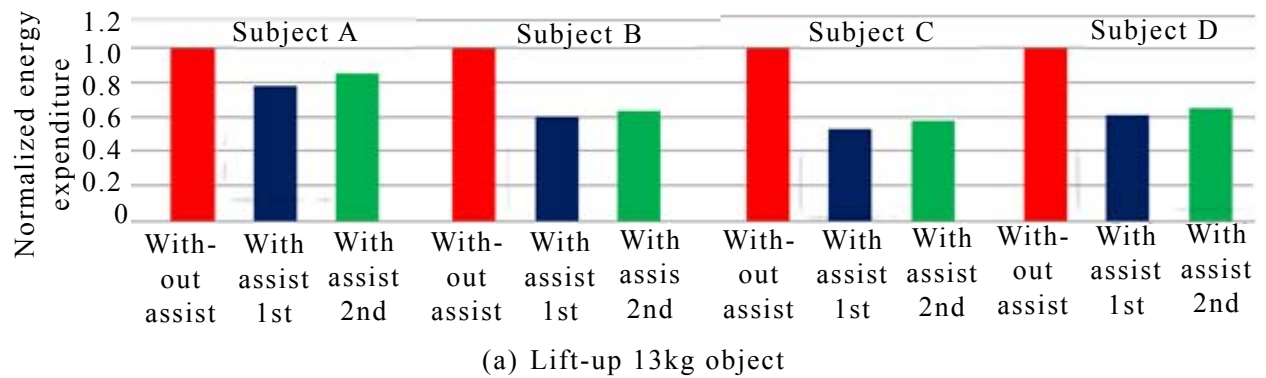
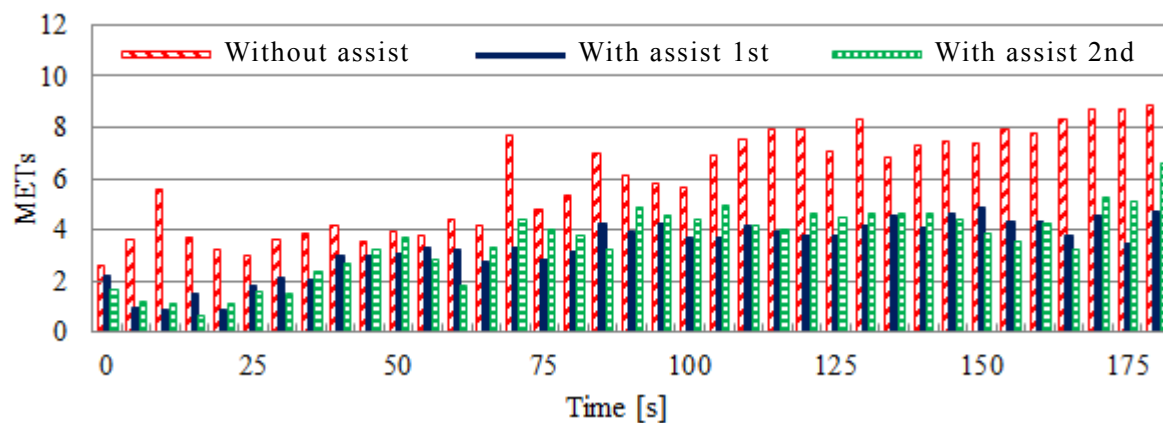
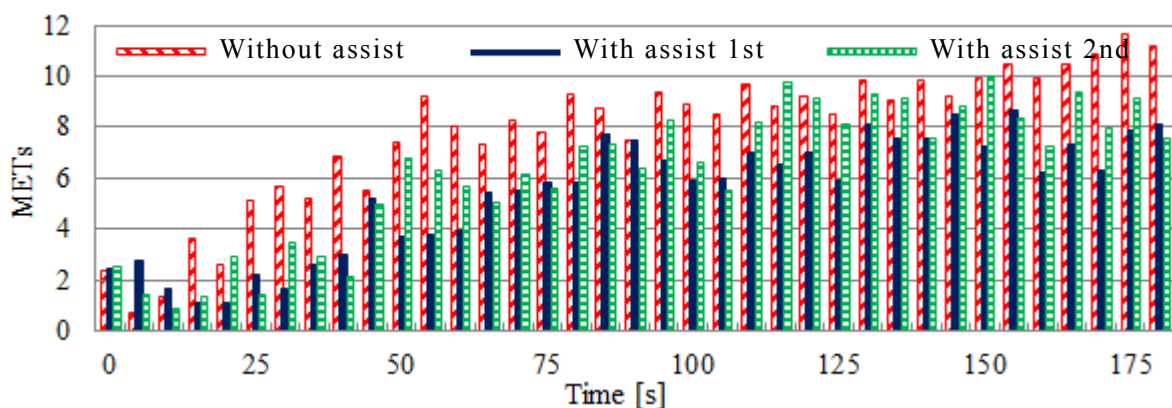


Fig.5.27 omparison between energy expenditure with and without assist during lifting-up motion

次に被験者 A の METs を算出し，図 5.28 にまとめた．METs はいずれの負荷においてもアシスト効果により減少している．

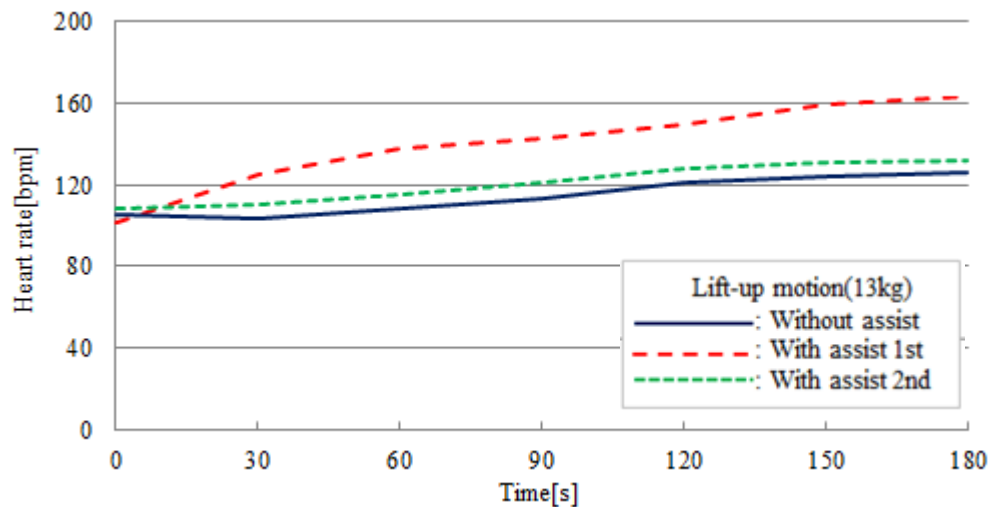


(a)Lifting 13kg object

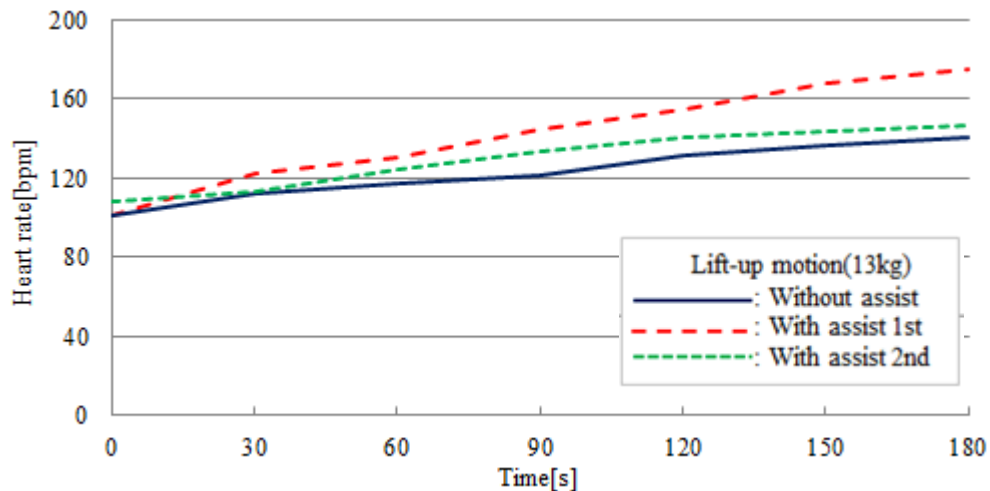


(b)Lifting 23kg object

Fig.5.28 METs of lifting-up motion with and without assist(subject A)



(a) Lift-up 13kg object



(b) Lift-up 23kg object

Fig.5.29 Heart rate of lifting motion with and without assist

図 5.29 に示すように被験者 A の心拍数についても確認を行った. いずれの負荷においてもアシスト効果により心拍数は減少している.

5. 4 結言

歩行と持ち上げ動作の検証結果をまとめると, 歩行動作における筋活動の検証では, 大腿二頭筋で 46[%], 大腿直筋で 27[%], 紡工筋で 27[%], 大腿筋膜張筋で 21[%]の減少率であった. アシストされていない下腿への影響についても検証したが, 腓腹筋については 17[%], 前脛骨筋についても 2[%]の減少が見られた. また質量 23[kg]の持ち上げ動作における筋活動の検証では, 脊柱起立筋で 48[%], 腹直筋で 37[%], 大腿四頭筋で 9[%]

の減少率であった。歩行動作におけるエネルギー消費量の検証では、平均で 6.1%の減少率であり、持ち上げ動作におけるエネルギー消費量の検証では、13kg の場合で平均 34.4%、23kg の場合で 27.6%の減少率であった。いずれの被験者においてもパワーアシストスーツは装着者を有効にアシストしている。

持ち上げ動作においては、作業負荷軽減による作業時間の短縮効果も確認できた。パワーアシストスーツ非装着時は持ち上げ動作時間が約 5.2[sec]かかっていたものが、パワーアシストスーツ装着時は約 4.5[sec]となり、より短い時間で同じ作業が行えることもわかった。

本研究のパワーアシストスーツは部分フレーム型のため、スーツの質量全てが装着者にかかる。装着者の相対的な体重が増加してしまい、全身運動である歩行動作ではアシストスーツの効果が薄れてしまうのではないかと懸念があった。しかし関連する筋力の軽減に関する検証と呼気ガス分析によるエネルギー消費量の軽減に関する検証の結果より、相対的な体重増加の影響は少なく、適切な歩行動作推定とそれにもとづくトルクの出力によって、歩行と持ち上げ動作における股関節の伸展・屈曲動作を適切に支援できていることがわかった。本研究で開発したパワーアシストスーツは、歩行と重量物の持ち上げ動作において効果的であることが確認できた。

第6章

結 論

6.1 総括

本論文では、条件不利地域における健常者の歩行と持ち上げ作業を安全に支援する機器として、狭い作業エリアを自由に移動し、装着者の動作を阻害しない、条件不利地域に適した軽量な部分フレーム型のパワーアシストスーツの機構と制御について提案した。開発したパワーアシストスーツについては、軽量性、安全性、装着者の快適性に触れ全体を概観した。作業支援に適した動作意図推定の手法を確立し、推定した動作に対して適切な出力量を適切なタイミングで出力する手法を取り入れることで有効なアシストが得られることを、実験により検証した。

軽量性についてはこれまで本研究で開発されたパワーアシストスーツの経緯について触れ、アシスト対象をさまざまな作業の基本である歩行と持ち上げ動作をおこなう股関節のみに限定することで、軽量なパワーアシストスーツの開発が可能なことを述べた。フレーム材料に超々ジュラルミンを採用し、必要な剛性を維持しながら軽量化をはかった。安全性については、ギア比を最適化することで十分な出力トルクを得る一方、装着者によるバックドライブを可能とし装着者の外力による危険回避を可能とした。また装着者が本来持つ力以内のトルク出力とすることで、本質的に安全な機構とした。快適性については、本体機構に上体3自由度、下体左右各5自由度の計13自由度の回転軸を持たせたことで、非アシスト時にも可能な限り装着者の自由度を奪わない設計とし、非アシスト時も含めたアシストの快適性を確保した。グローブスイッチとフットスイッチを無線通信としたことで、装着者が感じる装着の手間や違和感の削減につながった。

動作意図の推定については、従来研究で発汗による計測不良や計測電極が脱落するなどの問題が報告されている生体信号である表面筋電位信号を使うのではなく、装着者の力学的計測信号から動作意図を推定する新たな手法を提案した。装着者の歩行動作制御用靴の爪先部と踵部に配置したフットスイッチにて床と足底の接離情報を検出し、装着者の股関節に装着したACサーボモータのエンコーダにて股関節角度を計測する。これら装着者の力学的計測信号から動作意図を推定する手法である。実際に装着して確認実験をおこない、提案した動作推定手法にて歩行と持ち上げの動作推定が可能なことを検証した。

続いて推定した動作に対して適切なタイミングで適切なアシスト量を出力するため、歩行と持ち上げアシスト制御で必要とされる出力トルクの計算方法を定式化した。また

出力タイミングの考え方を明らかにした．出力量の計算では歩行の遊脚と保持脚，持ち上げの各動作に対して，装着者の身体的特徴をパラメータ化して適正化する手法を提案した．出力量をそのパラメータを使って装着者の要求量に合わせることで，装着者にとって違和感の無いアシスト制御をおこなうことができる．出力タイミングについては，歩行制御では反遊脚側の踵接地をトリガポイントとする新たな遊脚制御を提案した．また持ち上げ制御では手袋スイッチによる指示方式と動作推定を併用する方法を提案した．

パワーアシストスーツを着用した歩行と持ち上げ動作の実験では，各種パラメータで設定されたアシストトルクの出力量と出力タイミングをモニタシステムにより記録し，定式化に沿った出力量と出力タイミングを検証した．

歩行と持ち上げ動作の検証結果をまとめると，歩行動作における筋活動の検証では，大腿二頭筋で 46[%]，大腿直筋で 27[%]，紡工筋で 27[%]．大腿筋膜張筋で 21[%]の減少率であった．どの筋肉においても 20%以上（平均でもいい）の筋活動の減少が確認された．また質量 23[kg]の持ち上げ動作における筋活動の検証では，脊柱起立筋で 48[%]，腹直筋で 37[%]，大腿四頭筋で 9[%]の減少率であった．歩行動作におけるエネルギー消費量の検証では，平均で 6.1%の減少率であり，持ち上げ動作におけるエネルギー消費量の検証では，13kg の場合で平均 34.4%，23kg の場合で 27.6%の減少率であった．いずれの被験者においてもパワーアシストスーツは装着者を有効にアシストしている．

本研究のパワーアシストスーツは部分フレーム型のため，スーツの質量全てが装着者にかかる．装着者の相対的な体重が増加してしまい，全身運動である歩行動作ではアシストスーツの効果が薄れてしまうのではないかと懸念があった．しかし関連する筋力の軽減に関する検証と呼気ガス分析によるエネルギー消費量の軽減に関する検証の結果より，相対的な体重増加の影響は少なく，適切な歩行動作推定とそれにもとづくトルクの出力によって，歩行と持ち上げ動作における股関節の伸展・屈曲動作を適切に支援できていることがわかった．

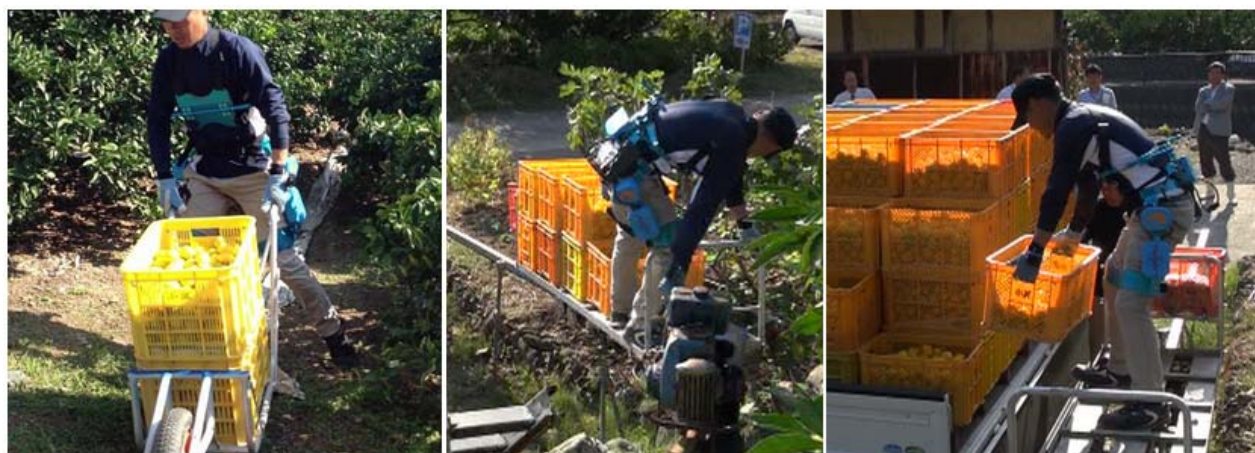


Fig.6.1 Examples of application for agricultural work

本研究で開発したパワーアシストスーツは、条件不利地域における健常者の歩行と持ち上げ作業を安全に支援する機器として、作業エリアを自由に移動し、装着者の動作を阻害しないことが確認できた。図 6.1 に実際の農作業での適用例を示す。

6.2 今後の研究の方向性への提言

本論文では、パワーアシストスーツの機構と制御開発の経緯と現状についてまとめ、各種パラメータを装着者の特性に合わせること、アシスト効果が得られることを検証した。今後とも長時間の試験を通して問題点を明らかにし、改良を繰り返して実用化へ向けて開発を進めたい。特に装着者とのインタフェースの親和性の改善や、よりスムーズなパワーアシスト制御を実現する必要がある。20 項目近いパラメータを整理して簡素化することは可能と考える。

また装着者は自分の動きがパワーアシストスーツの動作推定機能によって助長されると、意に反した動きは危険と判断し、自然とスーツの動きにブレーキをかける動作をすることがあり、これが装着者の「違和感」となる。この違和感をスーツ側で判断できればよりスムーズな制御が可能となる。新しい技術が社会に受け入れられ、本格的に普及するのは簡単にはいかないが、今回開発したパワーアシストスーツは実用化可能なものであり、進化する余地が残っている。パワーアシストスーツが作業者の負担を軽減し、高齢化する日本社会を支える役割を果たす日が来ることを期待している。さらに電動アシスト自転車「高齢者の足」となって普及しているように、パワーアシストスーツが「高齢者の腰」となり、農業から物流業や建設業などはもちろんのこと日常作業において広く普及し、日本の高齢化社会を支えるようになることを願っている。

謝辞

和歌山大学システム工学部光メカトロニクス学科八木教授，佐藤特任助教には丁寧なご指導をいただき，本研究を遂行することができました．心より感謝いたします．また安田教授，長瀬准教授はじめ光メカトロニクス学科の教職員の方々に深く感謝いたします．さらにまた，ロボティクス研究室の方々にはさまざまな形でご指導・ご助言をいただきました．

本研究は，農林水産省の委託研究プロジェクト「農作業の軽労化に向けた農業自動化・アシストシステムの開発」における「農業用アシストスーツの開発」の助成を受けたものである．ここに謝意を表する．

参考文献

- (1) 農林水産省 / 統計情報 / 農林水産基本データ集, <http://www.maff.go.jp/j/tokei/sihyo/index.html>. Accessed Feb. 20, 2013.
- (2) Mosher, R. S. “Handyman to Hardiman”, *Society of Automotive International*, Detroit MI, Technical Report (1967), Paper 670088.
- (3) Gilbert, K. E., “Exoskeleton prototype project: Final report on phase 1”, General Electric Company, Schenectady, NY, *GE Technical Report* (1967), S-67-1011.
- (4) Gilbert, K. E. and Callan, P. C. “Hardiman 1 prototype”, General Electric Company, Schenectady, NY, *GE Technical Report* (1968), S-68-1081.
- (5) Fick, B. R. and Makinson, J. B., “Hardiman 1 prototype for machine augmentation of human strength and endurance: Final report”, General Electric Company, Schenectady, NY, *GE Technical Report* (1971), S-71-1056.
- (6) Adam Zoss, H.Kazerooni, Andrew Chu, “On the Mechanical Design of the Berkeley lower Extremity Exoskeleton (BREEX) ”, *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and systems* (2005), pp.3132-3139.
- (7) Adam Zoss, H.Kazerooni, “Design of an actuated lower extremity exoskeleton”, *Advanced Robotics*, Vol.20, No.9 (2006), pp.967-988.
- (8) Dollar, A., and Herr, H., “Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses : Challenges and State-of-the-Art”, *IEEE Transaction on Robotics*, Vol. 24, No. 1 (2008), pp. 144-158.
- (9) Deniel P. Ferris, Gregory S. Sawichi, and Antoinette Domingo, “Powere lower limb orthoses for gait rehabilitation”, *Atop Spinal Cord Inj Rehabil.*, Vol.11, No.2 (2005), pp.34-49.
- (10) 李秀雄, 山海嘉之, “装着型下肢用パワーアシストシステムによる振り運動での仮想インピーダンス調整に関する研究”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol.71, No.705 (2005), pp.1686-1695.
- (11) 河本浩明, 山海嘉之, “筋特性を考慮した Phase Sequence によるパワーアシスト制御手法”, 第 21 回日本ロボット学会学術講演会 (2003), 2F27.
- (12) Sankai, Y., “Leading Edge of Cybernics: Robot Suit HAL”, *SICE-ICASE International Joint Conference* (2006).

- (13)林知広,岩月幸一,山海嘉之,神経・筋活動の制御に支障がある重度対麻痺患者の脚上げ意志推定と歩行アシスト,日本機械学会論文集 C 編, Vol.77, No.774 (2011), pp.194-204.
- (14)佐藤帆紡,川畑共良,田中文英,山海嘉之,ロボットスーツHALによる移乗介助動作の支援,日本機械学会論文集 C 編, Vol.76, No.762 (2001), pp.227-235.
- (15)Kawamoto, H. and Sankai, Y., “Power assist system HAL-3 for gait disorder person”, *Proceedings of International Conference on Computers Helping People with Special Needs(Lecture Note on Computer Science)*, Vol.2398 (2002), pp.19-29.
- (16)Kawamoto, H., Lee, S., Kanbe, S., and Sankai, Y., “Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller”, *Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics* (2003), pp.1648-1653.
- (17)遠山茂樹,「ブドウ農作業用パワードスーツのフィールドテスト」研究報告書,園芸用ロボット実用化推進事業成果報告書 (2010), pp.4-16.
- (18)佐藤裕,何佳欧,小林寛征,松村慶紀,橋本卓弥,小林宏,“腰補助用マッスルスーツの開発と定量的評価”,日本機械学会論文集 C 編, Vol.78, No.792 (2012).
- (19)小林宏,鈴木秀俊,伊庭雅弥,長谷川翔,“上肢動作補助用マッスルスーツの肩機構開発と姿勢制御手法の提案”,計測自動制御学会論文集, Vol. 42, No. 4 (2006), pp. 376-385.
- (20)荒金正哉,則次俊郎,高岩昌弘,佐々木大輔,樽本真司,“シート状湾曲型空気圧ゴム筋肉の開発と肘部パワーアシストウェアへの応用”,日本ロボット学会誌, Vol.26, No.6 (2008), pp.674-682.
- (21)松田拓也,谷岡哲也,甲斐義弘,井上善雄,菅原憲一,高坂要一郎,“介護者用パワーアシストスーツの開発”,福祉工学シンポジウム講演論文集 (2008), pp.158-161.
- (22)吉成哲,田中孝之,瀧澤一騎,奈良博之,鈴木善人,前田大輔,中島康博,桑野晃希,筋力補助スーツを用いた長期農作業による身体機能への影響評価,第 13 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会論文集 (2012), 1N2-5.
- (23)アクティブリンク/技術紹介, <http://psuf.panasonic.co.jp/alc/technologies/> Accessed Feb. 20, 2013.
- (24)松田拓也,谷岡哲也,甲斐義弘,井上善雄,菅原憲一,高坂要一郎,“足底圧計測装置の試作及びインテリジェント歩行支援機における有用性の検討”,日本機械学会 Dynamics & Design Conference (2001), 335.
- (25)マンマシンシナジーエフエクタズ株式会社/技術紹介, http://www.mmse.jp/inc/archives/20071001_1303_mmse_min.pdf Accessed Sep. 28, 2013.

- (26) Honda/Honda Robotics/リズム歩行アシスト, <http://www.honda.co.jp/robotics/rhythm/>
Accessed Feb. 20, 2013.
- (27) 遠山茂樹, 米竹淳一郎, “パワーアシストスーツとその要素開発”, 精密工学会誌, Vol.73, No.3 (2007), pp.305-308.
- (28) 中央労働災害防止協会 技術支援部 技術指導課編, 機械設備のリスクアセスメントマニュアル 機械設備製造業者用 別冊 (2010), p. 14, 中央労働災害防止協会.
- (29) Kiguchi, K., Iwami, K., Watanabe, K., and Fukuda, T., “A Study of an EMG-Based Exoskeleton Robot for Human Shoulder Motion Support”, *JSME International Journal Series C*, Vol. 44, No. 4 (2001), pp. 1133-1141.
- (30) 小林宏, 鈴木秀俊, 伊庭雅弥, 長谷川翔, “上肢動作補助用マッスルスーツの肩機構開発と姿勢制御手法の提案”, 計測自動制御学会論文集, Vol. 42, No. 4 (2006), pp. 376-385.
- (31) 遠山茂樹, “「ブドウ農作業用パワードスーツのフィールドテスト」研究報告書”, 園芸用ロボット実用化推進事業成果報告書 (2010), pp. 4-16.
- (32) 中村尚彦, 齋藤和成, 王志東, 小菅一弘, “床反力と人体モデルに基づいた装着型歩行支援システム”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 72, No. 720 (2006), pp. 222-227.
- (33) 中村尚彦, 小菅一弘, 平田泰久, “人体モデルに基づいた下肢用装着型抗重力筋支援システム”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 71, No. 702 (2005), pp. 264-269.
- (34) 山岸四歩, 渡辺高志, 古瀬則夫, 村上馨, 星宮望, 半田康延, “片麻痺者の FES 歩行再建のための歩行動作の識別に関する基礎的検討”, 信学技報 Technical Report of IEICE MBE99-113 (1999), pp.77-84.
- (35) 山岸四歩, 渡辺高志, 古瀬則夫, 村上馨, 大庭茂男, 二見亮宏, 半田康延, “片麻痺者の FES 歩行再建のための動作識別に関する検討”, 信学技報 Technical Report of IEICE MBE2000-99 (2000), pp. 109-116.
- (36) 荻巣琢磨, 大日方五郎, 元田英一, 長谷和徳, 金泳佑, “ウェアブルセンサとニューラルネットワークを用いた機能的電気刺激のための歩行状態の推定”, 第 29 回バイオメカニズム学術講演会論文集 (2008), pp. 319-322.
- (37) 林知広, 岩月幸一, 山海嘉之, “神経・筋活動の制御に支障がある重度対麻痺患者の脚上げ意志推定と歩行アシスト”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 77, No. 774 (2011), pp. 194-204.
- (38) 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩, “運動基礎学”, 第 6 版 (2005), pp. 365-367, 医歯薬出版.

- (39)鈴木健太，山海嘉之，“下肢機能障害者の歩行意志推定機能を有する HAL の自立歩行支援”，筑波大学 博士論文 (2008).
- (40)人工筋肉で重いものも楽々「マッスルスーツ」 KOA と東京理科大が開発，
http://headlines.yahoo.co.jp/hl?a=20131006-00000013-zdn_n-sci/ Accessed Dec. 20, 2013.
- (41)木口量夫，“パワードスーツ”，計測自動制御学会誌 計測と制御, Vol.45, No.5 (2006), pp.436-439.

本論文に関連する発表論文

発表論文

- (1) 佐野和男, 八木栄一, 佐藤元伸: 床反力スイッチと股関節角度を用いた健常者の歩行意図推定, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 79, No. 806 (2013), pp. 3487-3500.
- (2) Kazuo SANO, Eiichi YAGI, and Motonobu SATO : Development of a Wearable Assist Suit for Walking and Lifting-up Motion Using Electric Motors, Journal of Robotics and Mechatronics (2013), Paper RB25-6-6309.

国際会議講演論文

- (1) Kazuo Sano, Eiichi Yagi, Motonobu Sato : A Study on Estimation of Walking Intention Using Foot Switches and Hip Joint Angles for Walking Assist of Non-handicapped Persons, SICE Annual Conference (2013), Paper MoBT9.4.

国内会議講演論文

- (1) 佐野和男, 八木栄一, 上向き収穫・傾斜地での歩行支援のためのパワーアシストシステムの研究, 第 54 回自動制御連合講演会論文集 (2011), 2A203.
- (2) 佐野和男, 八木栄一, 上向き収穫など長時間同一作業のためのパワーアシストスーツの開発, 第 29 回日本ロボット学会学術講演会論文集 (2011), 1H1-3.